

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky

# **DIPLOMOVÁ PRÁCE**

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

# **Návrh, realizace a měření na elektro-kardiografickém přístroji**

## **Design, realization and measurement on a DC electrocardiograph**

## Zadání diplomové práce

Student:

**Bc. Michal Hanáček**

Studijní program:

N2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma:

Návrh, realizace a měření na elektro-kardiografickém přístroji  
Design, Realization and Measurement on a DC Electrocardiograph

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s činností a principem kardiovaskulárního systému.
2. Seznámení se se způsobem měření elektro-kardiografického záznamu.
3. Seznámení se s konstrukcí elektro-kardiografického přístroje.
4. Návrh a realizace elektro-kardiografického přístroje pro měření nízkofrekvenčních složek signálu.
5. Provedení měření a testů.
6. Zpracování a zhodnocení měření.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] BRONZINO, Joseph D, ed. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton: CRC Press, c1995. ISBN 0-8493-8346-3.
- [3] AUGUSTYNEK, Martin, Ondřej ADAMEC a Marek PENHAKER. *Přístrojová zdravotnická technika I*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2010. ISBN 978-80-248-2364-5.
- [4] TIEFENBACH, Petr, Marek PENHAKER a František KOBZA. *Odborná terminologie pro biomedicínské obory*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1590-9.
- [5] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [6] CHMELÁŘ, Milan a Jiří ROZMAN. *Lékařská přístrojová technika*. Praha: Nakladatelství techn. lit., 1982.
- [7] CHMELÁŘ, Milan, Aleš DRASTICH a Jiří ROZMAN. *Lékařská přístrojová technika II*. Praha: Nakladatelství technické literatury, 1984.
- [8] CHMELÁŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika 1*. Brno: Vysoké učení technické, 1995. ISBN 80-85867-63-X.
- [9] ROZMAN, Jiří a kol. *Technika v lékařské praxi*. Praha: Scientia Medica.
- [10] JUREK, František. *Elektronika na koronární jednotce*. Ostrava: Dům techniky ČSVTS, 1988.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.  
*děkan fakulty*



Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární  
prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě 29. dubna 2019

.....

## **Poděkování**

Rád bych poděkoval vedoucímu své práce, panu prof. Ing. Markovi Penhakerovi, Ph.D. za odborný dozor, spoustu ochoty a cenných rad při psaní této práce. Nesmírný dík patří panu Ing. Tomášovi Klinkovskému, bez jehož poznatků a praktických konzultací by tato práce nevznikla.

Děkuji panu Lumírovi Malickému za možnost leptání desek plošných spojů a Ing. Janovi Dedkovi za ochotu při 3D tisku krabičky. Můj dík patří všem, kteří byť jen nepřímou napomáhali k realizaci této práce.

## **Abstrakt**

Tato diplomová práce se zabývá návrhem, konstrukcí a testováním stejnosměrného přípravku pro měření prostorového srdečního vektoru podle Laufbergera. První kapitoly práce se zabývají obecným úvodem do anatomie srdce, obecné problematiky generování srdečního dipólu, jednotlivými svody pro měření srdečního potenciálu a principem vektorového zobrazení. Praktická část práce obsahuje rozbor zapojení jednotlivých obvodů, jejich návrh, fyzickou realizaci a měření. Navržené a sestrojené obvody byly nejdříve proměřeny samostatně a následně bylo celé zařízení testováno na kalibrátoru, s korektním výstupem, a na pacientovi.

**Klíčová slova:** EKG, VKG, SKG, Laufberger, biosignály

## **Abstract**

This diploma thesis deals with design, construction and testing of DC device for measurement of spatial cardiac vector according to Laufberger. The first chapters deal with general introduction to the heart anatomy, general problems of cardiac dipole generation, individual leads for the measurement of cardiac potential and the principle of vector imaging. The practical part of the thesis includes an analysis of the circuit involvement, their design, physical implementation and measurement. The designed and constructed circuits were first measured separately and then the whole device was tested on the calibrator, with the correct output, and on the patient.

**Key Words:** ECG, VCG, SCG, Laufberger, biosignals

# Obsah

<b>Seznam použitých zkratk a symbolů</b>	<b>9</b>
<b>Seznam obrázků</b>	<b>11</b>
<b>1 Úvod</b>	<b>13</b>
<b>2 Srdce jako zdroj signálu</b>	<b>14</b>
2.1 Anatomie . . . . .	14
2.2 Anatomie srdce . . . . .	14
2.3 Funkční anatomie . . . . .	18
2.4 Převodní systém srdeční . . . . .	18
2.5 Elektrická aktivita . . . . .	19
<b>3 Ekvivalentní zdroje</b>	<b>23</b>
3.1 Fixovaný dipól . . . . .	23
3.2 Multipól . . . . .	23
3.3 Pohyblivý dipól . . . . .	24
3.4 Geometrický povrch . . . . .	24
3.5 Multidipól . . . . .	24
<b>4 Kardiografické svody</b>	<b>25</b>
4.1 Einthovenův svodový systém . . . . .	25
4.2 Unipolární svodové systémy . . . . .	26
4.3 Vektorkardiografické svodové systémy . . . . .	27
<b>5 Spaciokardiografie</b>	<b>28</b>
5.1 Plošná a vícerozměrná zobrazení . . . . .	28
5.2 Princip spaciokardiografie . . . . .	29
5.3 Spaciokardiografické zákony . . . . .	30
5.4 Orbitové souřadnice . . . . .	30
5.5 Spaciokardiogram . . . . .	31
<b>6 Návrh elektrokardiografického přístroje</b>	<b>33</b>
6.1 Hlavní obvody . . . . .	34
6.2 Vedlejší obvody . . . . .	35
<b>7 Realizace přípravku</b>	<b>37</b>
7.1 Zesilovač spaciokardiogramu . . . . .	37
7.2 Symetrizátor . . . . .	40

7.3	Generátor impulsu . . . . .	41
7.4	Kalibrátor . . . . .	42
7.5	Pomocné obvody . . . . .	45
7.6	Zobrazovací jednotka . . . . .	47
<b>8</b>	<b>Výrobní proces desek plošných spojů</b>	<b>48</b>
<b>9</b>	<b>Testování</b>	<b>50</b>
9.1	Generátor Impulsu . . . . .	51
9.2	Kalibrátor . . . . .	53
9.3	Zesilovač spaciokardiogramu . . . . .	55
9.4	Výsledky testování . . . . .	61
<b>10</b>	<b>Závěr</b>	<b>62</b>
	<b>Literatura</b>	<b>64</b>
	<b>Přílohy</b>	<b>67</b>

## Seznam použitých zkratk a symbolů

$\lambda$	– vlnová délka
$^{\circ}C$	– jednotka teploty – stupně Celsia
$aC$	– jednotka elektrického náboje – atto Coulomb
$AC$	– střídavá vazba
$AHA$	– Americká kardiologická asociace
$AP$	– akční potenciál
$A_U$	– napěťové zesílení
$AV$	– atrioventrikulární
$BPM$	– údery za minutu
$Ca$	– vápník
$CuO$	– měďenka
$CuSO_4$	– síran měďnatý
$DC$	– stejnosměrná vazba
$\epsilon_r$	– relativní permitivita prostředí
$f$	– frekvence
$f_d$	– dolní mezní kmitočet
$f_h$	– horní mezní kmitočet
$H_2O_2$	– peroxid vodíku
$HCl$	– chlorovodík
$Hz$	– jednotka frekvence – Hertz
$I$	– elektrický proud
$I_0$	– závěrný proud diody
$K$	– draslík
$K$	– jednotka teploty – Kelvin
$mA$	– jednotka elektrického proudu – mili Ampér
$M\Omega$	– jednotka elektrického odporu – Mega Ohm
$ms$	– jednotka času – mili sekunda
$mV$	– jednotka elektrického napětí – mili Volt
$mW$	– jednotka výkonu – mili Watt
$Na$	– sodík
$nA$	– jednotka elektrického proudu – nano Ampér
$NaCO_3$	– uhličitan sodný
$NaCl$	– chlorid sodný
$NaOH$	– hydroxid sodný
$Na_2SO_8$	– persíran sodný
$nV$	– jednotka elektrického napětí – nano Volt

$Pb$	– olovo
$Q_e$	– náboj elektronu
$R$	– elektrický odpor
$R_{1A}$	– odpor $R_1$ napěťového děliče pro výstupní napětí 1 $mV$ ( $A$ )
$R_{1B}$	– odpor $R_1$ napěťového děliče pro výstupní napětí 10 $mV$ ( $B$ )
$SA$	– sinoatriální
$SKG$	– spaciokardiogram
$Sn$	– cín
$s.n.$	– sériové číslo
$T$	– teplota
$U$	– elektrické napětí
$u_-$	– napětí na invertujícím vstupu operačního zesilovače
$u_+$	– napětí na neinvertujícím vstupu operačního zesilovače
$u_o$	– výstupní napětí operačního zesilovače
$u_d$	– diferenciální napětí
$U_T$	– termoionizační napětí
$\mu V$	– jednotka elektrického napětí – mikro Volt
$V$	– jednotka elektrického napětí – Volt
$VI$	– virtuální laboratoř
$VKG$	– vektorkardiogram

## Seznam obrázků

1	Umístění srdce v hrudníku . . . . .	14
2	Srdce . . . . .	15
3	Povrchová svalovina předsíní a komor . . . . .	16
4	Svalovina komor . . . . .	17
5	Převodní systém srdce . . . . .	18
6	Tvary akčních potenciálů různých skupin svalových buněk . . . . .	20
7	Modelové zobrazení iontových kanálů . . . . .	21
8	Uvažované ekvivalentní zdroje . . . . .	24
9	Einthovenovy bipolární končetinové svody . . . . .	25
10	Goldbergerovy unipolární končetinové svody . . . . .	26
11	Vektorkardiografický svodový systém podle Franka . . . . .	27
12	Jednotlivé roviny těla . . . . .	28
13	Korelace mezi skalárním a prostorovým zobrazení ( <i>svody I, II, III</i> ) . . . . .	29
14	Orbitová soustava – rozdíl mezi potenciály . . . . .	30
15	Ideální SKG bez rušení . . . . .	31
16	Blokové schéma měřicího přípravku . . . . .	33
17	Blokové schéma propojení programu NI LabVIEW a Arduina . . . . .	35
18	Programové schéma kalibračního impulsu v prostředí NI LabVIEW . . . . .	36
19	Elektrické schéma zapojení zesilovače spaciokardiogramu (1 kanál) . . . . .	37
20	Blokové schéma zapojení zesilovače spaciokardiogramu . . . . .	38
21	Odstranění DC složky; relé ( <i>vlevo</i> ), antiparalelní diody ( <i>vpravo</i> ) . . . . .	39
22	Elektrické schéma symetrizátoru . . . . .	40
23	Schéma generátoru impulsu . . . . .	41
24	Průběh kalibračních signálů (zobrazení v normálním módu) . . . . .	42
25	Blokové schéma kalibrátoru . . . . .	42
26	Program mikrokontroleru v prostředí ARDUINO IDE . . . . .	43
27	Zapojení digitálních výstupů mikrokontroleru <i>D7</i> a <i>D8</i> . . . . .	44
28	Elektrické schéma napětového děliče pro atenuaci napětí kalibrátoru . . . . .	45
29	Pozitivní fotocesta ( <i>vlevo</i> ); negativní fotocesta ( <i>vpravo</i> ) . . . . .	49
30	Výstupní signál obvodu CD4093 . . . . .	51
31	Signál generátoru impulsů před úpravou diodami BAT42 . . . . .	51
32	Signál generátoru impulsu – <i>testovací PIN J1</i> . . . . .	52
33	Signál generátoru impulsu – <i>testovací PIN J1 (detail)</i> . . . . .	52
34	Testovací piny <i>T1</i> a <i>T2</i> kalibrátoru . . . . .	53
35	Výstupní signály <i>X</i> , <i>Y</i> kalibrátoru (normální zobrazení) . . . . .	53
36	Výstupní signály <i>X</i> , <i>Y</i> , <i>Z</i> kalibrátoru (normální zobrazení) . . . . .	54
37	Výstupní signály <i>X</i> , <i>Y</i> kalibrátoru (XY zobrazení) . . . . .	54



38	Výstupní signály $X$ , $Y$ zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (normální zobrazení) – kalibrátor . . . . .	55
39	Výstupní signály $X$ , $Y$ zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (XY zobrazení) – kalibrátor . . . . .	55
40	Výstupní signály $X$ , $Y$ zesilovače spaciokardiogramu – DC mód (normální zobrazení) – kalibrátor . . . . .	56
41	Výstupní signály $X$ , $Y$ zesilovače spaciokardiogramu – DC mód (XY zobrazení) – kalibrátor . . . . .	56
42	Výstupní signály $X$ , $Y$ zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (normální zobrazení) – pacient . . . . .	57
43	Výstupní signály $X$ , $Y$ zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (normální zobrazení) – pacient (nádech a výdech) . . . . .	57
44	Výstupní signály $X$ , $Y$ zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (normální zobrazení) – pacient (pohybové artefakty) . . . . .	58
45	Výstupní signály $X$ , $Y$ zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (XY zobrazení) – pacient . . . . .	58
46	Výstupní signály $X$ , $Y$ zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (XY zobrazení) – pacient . . . . .	59
47	Výstupní signály $X$ , $Y$ zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (XY zobrazení) – pacient . . . . .	59
48	Výstupní signály $X$ , $Y$ zesilovače spaciokardiogramu – DC mód (normální zobrazení) – pacient . . . . .	60
49	Výstupní signály $X$ , $Y$ zesilovače spaciokardiogramu – DC mód (XY zobrazení) – pacient . . . . .	60

# 1 Úvod

Kardiovaskulární onemocnění jsou dlouhodobě globálním problémem. Úmrtnost populace u tohoto typu onemocnění dosahuje nyní 50 % a dlouhodobě si tak udržuje nejvyšší příčku mortality v České republice. Toto nemalé procentuální vyjádření dosahovalo na začátku 21. století až 70 %. Zásadou modernějších diagnostických metod je možné lépe predikovat chorobné stavy a předejít tak úmrtí pacienta. [1]

Predikce a pozorování fyziologických a patologických pochodů v biologických tkáních byla celoživotní náplní československého akademika *Viléma Laufbergera*. Tento významný člověk se zasloužil o proslulost československé kardiologie na světové úrovni – zajímal se především o výzkum elektrických projevů srdeční činnosti a diagnostiku pomocí spaciokardiografie. V práci se využívá svodového systému, který navrhl právě *Vilém Laufberger*. Nechal jsem se inspirovat několika řádky z jeho knihy *Malá tajemství života*.

*„Příroda si dala na konstrukci srdce opravdu záležet a vytvořila vzorový ústroj vytrvalosti a účelnosti, který nesmí ze svých 2,5 miliard tepů, které provede za lidský život, vynechat nikdy několik tepů za sebou. Takový ústroj zaslouží naši pozornost. Věnujme se mu!“ (Vilém Laufberger, 1960) [2]*

Dnešní snímání elektrických projevů srdečního svalu je uskutečňováno ve střídavé vazbě, kdy jsou stejnosměrné složky signálu odstraněny. Tato práce využívá nejen střídavou, ale také stejnosměrnou složku, která rovněž obsahuje informaci o fyzickém stavu srdce. Konstrukční návrh daného výrobku je navíc plně bateriově napájen.

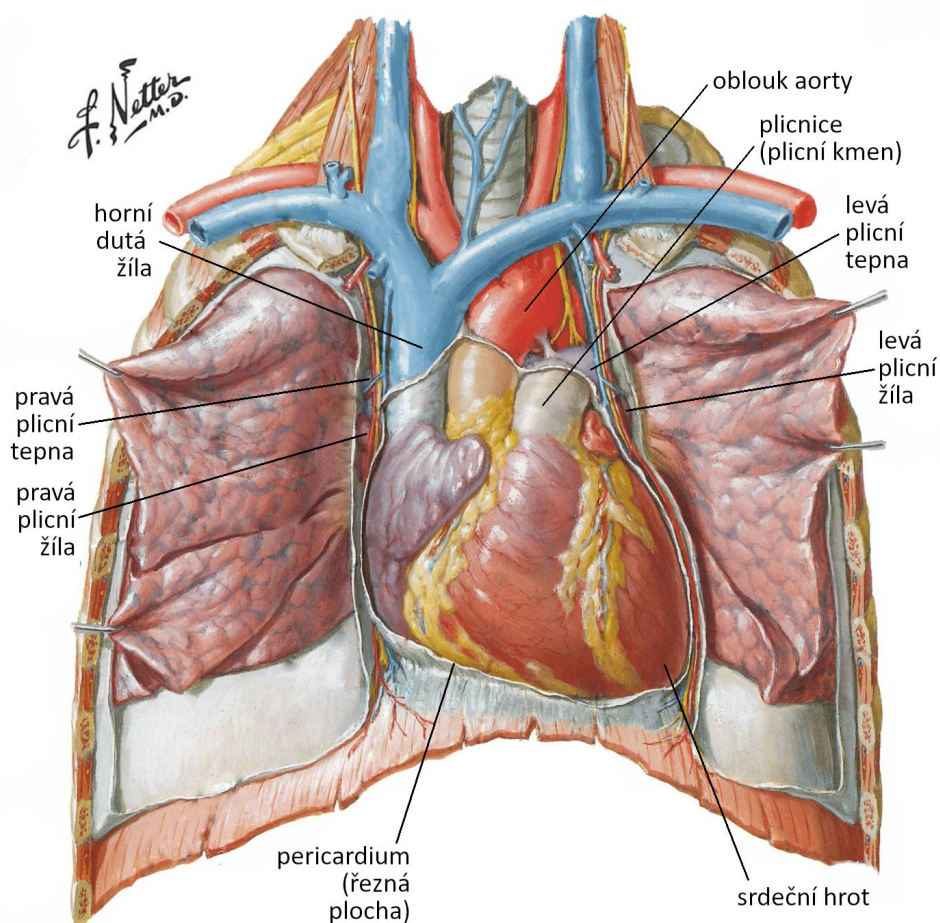
Jednotlivé obvody jsou rozděleny na dvě hlavní kategorie, které se prolínají celou prací. Jedná se o *hlavní* a *vedlejší obvody*. I přes možnou zlehčující významnost druhé skupiny obvodů se jedná o nezastupitelné části v oblasti zkušební elektroniky přípravku. Hlavní obvody musí splňovat některé požadavky pro snímání biologického signálu. Kmitočtové filtry zapojení vycházejí z doporučení Americké kardiologické asociace (AHA) pro snímání biologického signálu.

Práce se skládá z několika jednotlivých částí. První kapitoly zahrnují obecnou anatomii srdečního svalu a převodního systému srdečního. Začíná možností generace srdečního impulsu a rozбором jednotlivých svodových systémů pokračuje teoretická část práce principem spaciokardiografie. Další kapitoly náleží návrhu a realizaci přípravku, kdy návrh zahrnuje optimalizaci síťového rušení pro dosažení co nejvyšší přesnosti a použití nízkopříkonových prvků. V následující kapitole je uveden rozbor jednotlivých prvků a popis všech uvedených obvodů. Měření a testování navržených obvodů je obsaženo v poslední kapitole práce. Nedílnou součástí jsou přílohy, kde jsou uvedeny jednotlivé návrhy schémat a desek plošných spojů pro proveditelnou realizaci veškerých obvodů uvedených v této práci.

## 2 Srdce jako zdroj signálu

### 2.1 Anatomie

Srdce se nachází v hrudníku, mezi plícemi za hrudní kostí a nad bránicí. Fyziologická hmotnost zdravého srdce se pohybuje v rozmezí od 250 do 300 g. Jeho střed je umístěn asi 1,5 cm vlevo od sagitální roviny. Do srdce ústí velké cévy: horní a dolní dutá žíla, plicní tepna a žíla, stejně tak i aorta. Průdušnice spolu s páteřním kanálem a aortickým obloukem leží za srdcem. Plíce pak naléhají přímo na sval (Obrázek 1). [3]

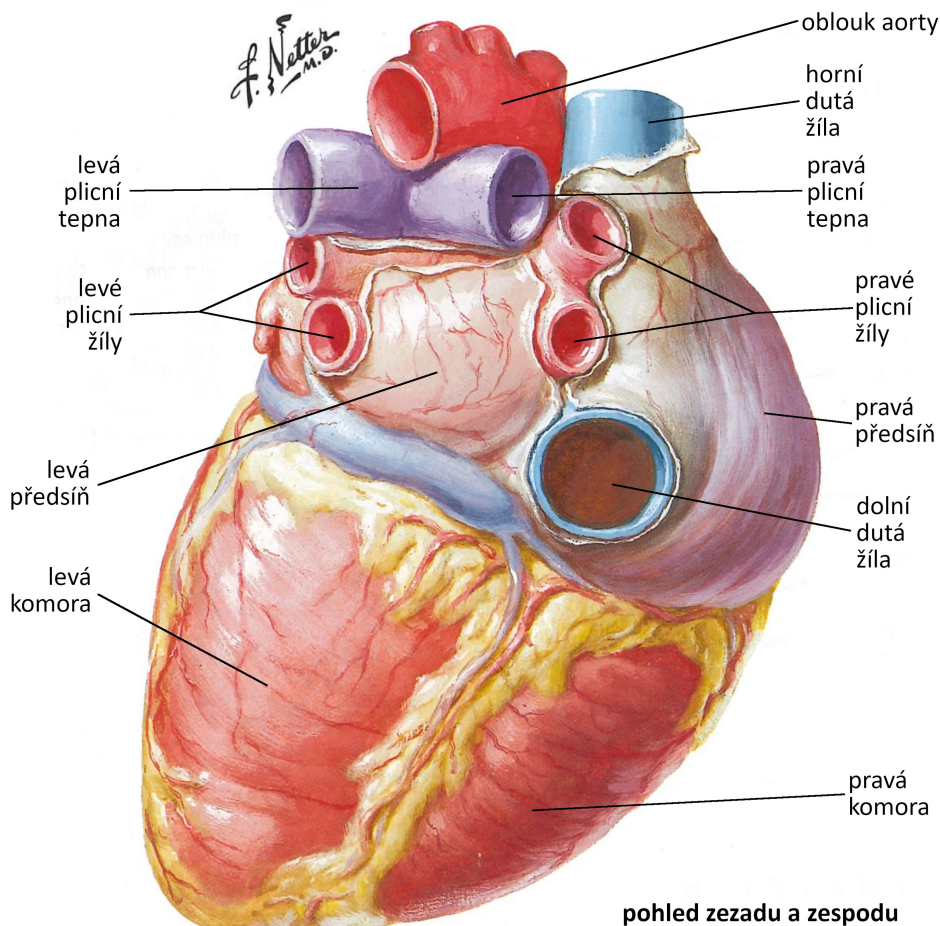


Obrázek 1: Umístění srdce v hrudníku [4]

### 2.2 Anatomie srdce

Stěny srdce jsou složeny ze srdečního svalu nazývaného myokard. Skládá se ze čtyř částí: pravé a levé předstěny a komory. Srdce je orientováno tak, že přední strana odpovídá pravé komoře

srdeční a zadní strana levé komore. Předstě i komory tvoří samostatnou funkční jednotku. To je zvláště důležité pro elektrickou funkčnost srdce (viz kapitola 2.5). Levá ventrikulární stěna a septum má výrazně vyvinutější svalovinu oproti pravé komoře. Levá komora pumpuje krev do vysokotlakého tělního oběhu. Pravá komora pumpuje krev do nízkotlakého plicního oběhu. [3]



Obrázek 2: Srdce [4]

Srdce má čtyři chlopně. Mezi pravou síní a komorou se nachází trikuspidální chlopeň a mezi levou síní a komorou je mitrální chlopeň. Pulmonální chlopeň leží mezi pravou komorou a plicní tepnou, zatímco aortální chlopeň leží ve výtokovém traktu levé komory (řídí průtok krve do aorty). [3]

Odkysličená krev se z tělní cirkulace díky horní a dolní duté žíle dostává do pravé síně a odtud přes trikuspidální chlopeň do pravé komory. Z pravé komory putuje přes pravou a levou plicní tepnu do obou plic, kde se okysličuje. Oxygenovaná krev poté putuje plicními žilami do levé předstě a odtud přes mitrální chlopeň do levé komory. Z levé komory je vstřikována přes aor-

tální chlopeň do srdečnice a dále do celého těla (přívod kyslíku do tkání). Kapilárami přechází krev do jednotlivých regionálních žil a z nich se vrací horní a dolní dutou žilou do srdce. [3][5]

### 2.2.1 Stavba stěny

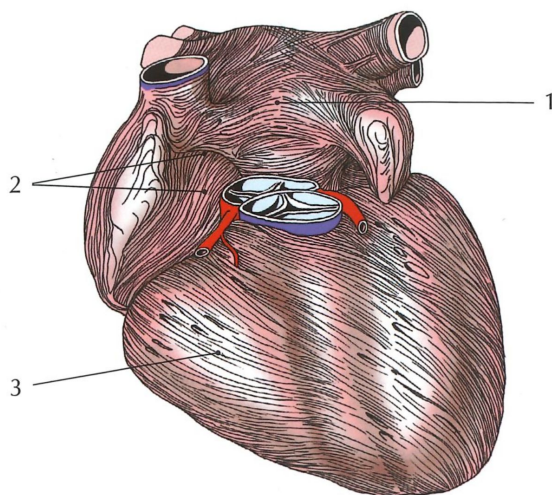
Srdeční stěna je tvořena třemi základními vrstvami: *endocardium*, *myocardium* a *pericardium*. [5]

### 2.2.2 Endokard (endocardium)

Je tvořen jednou vrstvou plochých endotelových buněk. Pomocí vaziva je vrstva těchto buněk připojena na myokard. Endokard má lesklý a hladký povrch, vystýlá všechny srdeční dutiny a pokrývá chlopně. Je silnější v předsíních než v komorách a také v levé polovině srdce. [5]

### 2.2.3 Svalovina srdeční, myokard (myokardium)

Je nejsilnější vrstvou srdeční stěny. Tvoří ho příčně pruhovaná svalovina srdeční, jejíž jednotlivé buňky, kardiomyocyty, jsou spolu navzájem pospojovány svými výběžky do formy sítě vláken. Výběžky buněk jsou od sebe odděleny pomocí interkalárních disků. Tyto mezibuněčné kontakty dovolují rychlý přenos vzruchu z buňky na buňku. Topograficky může být rozdělen na myokard atrii a myokard komor (Obrázky 3 a 4). Obě části jsou od sebe odděleny srdečním skeletem, na který se vlákna myokardu z předsíňové komorové strany upínají. Toto uspořádání zajišťuje vzájemnou elektrickou izolaci síní a komor a jediným vodivým spojením pro šíření vzruchu je převodní systém. [5]



Obrázek 3: Povrchová svalovina předsíní a komor [5]

- 1 – povrchová svalovina předsíní (horizontální pruh)
- 2 – povrchová svalovina předsíní (vertikální pruh)
- 3 – povrchová svalovina komor



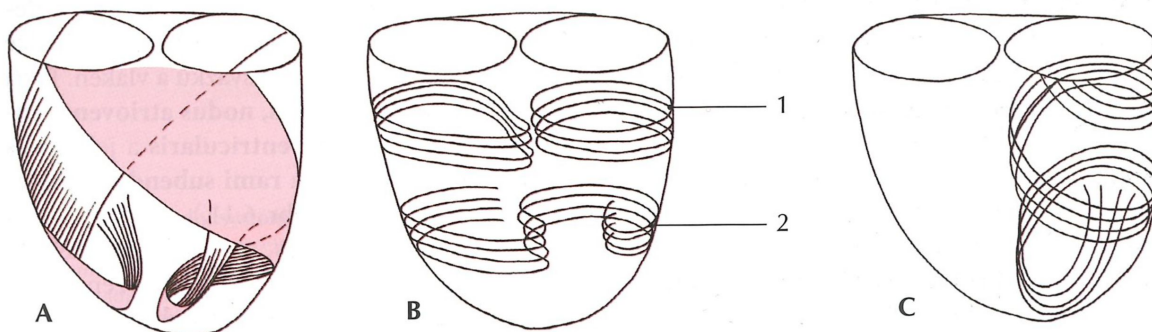
#### 2.2.4 Svalovina předsíní

Svalovina předsíní má dvě vrstvy, povrchovou a hlubokou. Povrchová vrstva je společná pro obě předsíně a probíhá ve dvou svalových pruzích – horizontálním a vertikálním, které se navzájem propojují. Hluboká vrstva předsíňového myokardu je samostatná pro každou předsíň. Je tvořena různě probíhajícími svalovými snopci jednak ve formě cirkulárních prstenců kolem ústí velkých žil a dále vlákny probíhajícími obloukovitě ve stěně předsíně. [5]

#### 2.2.5 Svalovina komor

Myokard komor je několikanásobně silnější než myokard předsíní. Je tvořen třemi vrstvami: povrchovou, střední a hlubokou (Obrázek 4). Snopce povrchové vrstvy začínají u mitrální a trikuspidální chlopně levé a pravé komory a probíhají ve tvaru levotočivého šroubu šikmo dolů přes obě komory až k srdečnímu hrotu, kde jsou ukončeny svalovým vírem. [5]

Na hrotu srdce se vlákna zanořují do hloubky, prorazí střední vrstvu myokardu a pokračují jako nejhlubší vnitřní vrstva. Svalové snopce střední vrstvy myokardu probíhají cirkulárně, osmičkovitě a částečně šroubovitě. Jdou jednak samostatně pro každou komoru, ale jsou i propojeny se svalovými snopci druhé komory v mezikomorovém septu. Střední vrstva je nejsilnější a je spojena s povrchovou a hlubokou svalovou vrstvou. Svalovina levé komory je dvakrát až třikrát silnější než komory pravé. Toto uspořádání svaloviny zaručuje výkonné vypuzování krve ze srdce. [5]



Obrázek 4: Svalovina komor [5]

**A** – povrchová svalová vrstva zanořující se na srdečním hrotě do hloubky a pokračuje jako nástěnná svalovina komor; **B** – střední vrstva svaloviny – probíhá cirkulárně (1), v osmičkovitých formacích (2) a přechází ve formě šroubovice ve vnitřní vrstvu (**C**)

#### 2.2.6 Epikard (epicardium)

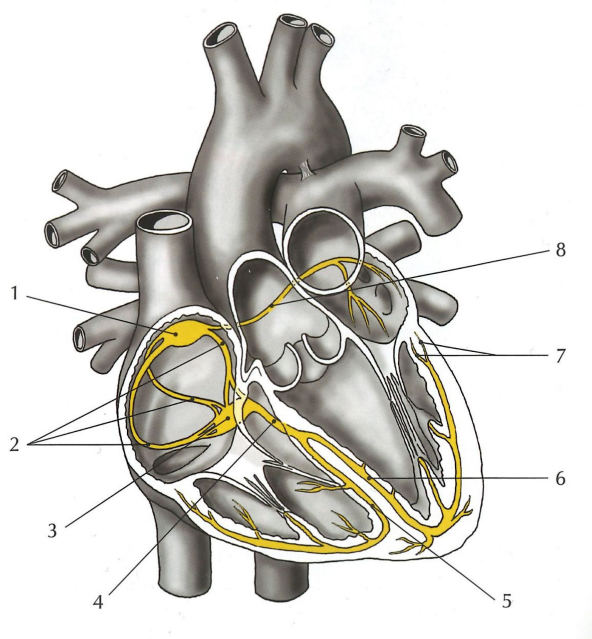
Kryje zevní plochu srdce a zároveň je viscerálním listem srdečního vaku – ostrdečníku, perikardu. [5]

## 2.3 Funkční anatomie

Čerpací činnost srdce je založena na rytmickém střídání relaxace (*diastola*) a kontrakce (*systola*) svaloviny komor. Během diastoly se komory plní krví a během systoly ji vypuzují do velkých tepen (*plicnice* a *aorty*). Do komor přitéká krev ze srdečních předsíní, kam se dostává z velkých žil (*dutých žil*). Systola předsíní předchází systolu komor, a tak síně fungují jako pomocná čerpadla, která napomáhají plnění komor. Mezi síněmi a komorami a mezi komorami a velkými cévami jsou chlopně, které propouštějí krev pouze jedním směrem, tedy ze síní do komor a z komor do velkých cév. [6]

## 2.4 Převodní systém srdeční

Vzruch, který ovlivňuje stah a ochabnutí svaloviny síní a komor je vytvářen specializovanými svalovými buňkami srdce, buňkami převodního systému. Buňky převodního systému tvoří v určitých místech srdce nakupení ve formě uzlíků, svazků a vláken (viz obrázek 5). [5]



Obrázek 5: Převodní systém srdce [5]

- 1 – nodus sinuatrialis (SA uzel)
- 2 – internodální spoje SA a AV uzlu
- 3 – nodus atrioventricularis (AV uzel)
- 4 – fasciculus atrioventricularis (Hisův svazek)
- 5 – pravé Tawarovo raménko
- 6 – levé Tawarovo raménko
- 7 – Purkyňova vlákna
- 8 – interatriální trakt, který spojuje pravou a levou síň

*Nodus sinuatrialis*, zkráceně SA uzel, je složen z převodních buněk, kterým se říká nodální buňky. Je uložen u ústí horní duté žíly a je dlouhý 6–9 mm, široký 3–5 mm a má vřetenovitý tvar. Je hlavním udavatelem srdečního rytmu. Vsruch vznikající v SA uzlu je převáděn zesílenou síňovou svalovinou, *internodálními trakty* na AV uzel. Vsruchy mezi pravou a levou síní převádí *interatriální trakt*. [5]

*Nodus atrioventricularis*, zkráceně AV uzel, je uložen v interatriálním septu pod endokardem pravé síně. Má eliptický tvar, je dlouhý 5–7 mm a široký 2–5 mm. Tvoří ho povrchová a hluboká část. Buňky hluboké části uzlu přecházejí do buněk typu Purkyňových vláken atrioventrikulárního svazku. [5]

*Fasciculus atrioventricularis* (*Hisův svazek*), označovaný též jako *atrioventrikulární svazek* nebo *AV svazek* je pokračováním AV uzlu. Je průřezu o síle asi 3 mm. Dostává se do interven-trikulárního septa, kde se rozdělí ve dvě raménka: pravé a levé. Svazek je tvořen Purkyňovými buňkami a je jedinou řádnou svalovou spojkou mezi myokardem předsíní a komor. [5]

## 2.5 Elektrická aktivita

Náhla změna elektrických vlastností specifického vodivého systému a pracovního myokardu předsíní a komor, která předchází systole, se nazývá elektrickou aktivitou srdce. Začíná depolarizací nodálních buněk a končí podrážděním všech buněk pracovního myokardu komor. [7]

V buňkách srdečního svalstva, neboli v myocytech, probíhá elektrická aktivace podle stejného principu jako u nervových buněk – přítokem sodíkových iontů přes buněčnou membránu. Amplituda akčního potenciálu srdečního svalstva, kosterního svalstva a nervové buňky je podobná, je asi 100 mV. Doba trvání impulsu srdečního svalstva je však o dva řády delší než u kosterního svalstva nebo nervové buňky. [3]

### 2.5.1 Akční potenciál membrány

Potenciál membrány se zmenšuje (membrána se depolarizuje), jakmile se potenciál uvnitř buňky stává méně negativním, tj. blíží se referenčnímu nulovému potenciálu, naměřenému v extracelulární tekutině. Pokud je membránový potenciál zmenšen podnětem, o velmi malou hodnotu (několik mV), po skončení působení podnětu se spontánně upraví na původní hodnotu. Pokud je intenzita depolarizujícího podnětu vyšší, změna potenciálu je větší a trvá tak dlouho, jak trval podnět. Takto se vyvolá tzv. *lokální odpověď*. Ještě silnější intenzita podnětu, která způsobí překročení určité prahové hodnoty, vyvolá už celou sérii potenciálových změn, nezávislých na dalších parametrech podnětu. Tyto podněty jsou nazývány *akčním potenciálem*. [7]

### 2.5.2 Průběh akčního potenciálu

Akční potenciál (AP) v buňkách myokardu savců začíná rychlou *depolarizací*. Tento děj proběhne za několik málo milisekund, v Purkyňových buňkách např. rychlostí 500–800 V/s, stejně jako v kosterním svalstvu a v nervových buňkách. Následuje velmi pomalá *repolarizace*, která trvá



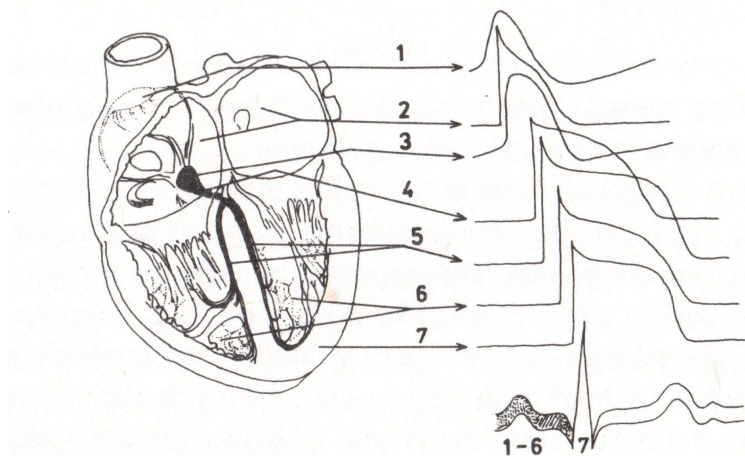
několik stovek milisekund. Její nejvyšší rychlost dosahuje ke konci AP okolo 1 V/s. Tyto časové rozdíly mají velký význam pro práci srdce – membrána zůstává depolarizovaná během systoly, takže akční potenciál v srdci nejenom že spouští mechanický děj, ale do určité míry může ovlivnit i jeho trvání a velikost. Kromě toho dlouhá fáze absolutní refrakterity zabraňuje za normálních okolností vzniku extrasystol. [7]

Prahová hodnota, na kterou se musí depolarizovat membrána, aby vznikl akční potenciál, se pohybuje okolo -65 mV. Pro různé druhy srdečních buněk je však do určité míry odlišná, např. v buňkách sinusového uzlu je jen -45 mV. [7]

Na průběhu potenciálových změn, které charakterizují akční potenciál, jsou rozeznávány 4 fáze (Hoffman a Cranefield 1960):

První fenomén, který se pozoruje po dosažení prahové depolarizace, je její náhlé zrychlení, přičemž potenciálová difference na membráně nejenže klesne na nulu, ale až „přestřelí“ a polarita membrány z původní hodnoty okolo -90 mV se změni na hodnotu okolo +30 mV. Tento děj se označuje jako *nulová fáze AP* (fáze 0). Akční potenciál dosahuje své maximální hodnoty, která se vyjadřuje v absolutních číslech. Proto se uvedená změna z -90 mV na +30 mV vyjádří jako 120 mV. [7]

Po dosažení tohoto vrcholu, nastupuje repolarizace membrány – nejprve rychlý pokles k nulovým a dále k negativním hodnotám (fáze 1), který se v dalším přechodu zpomalí (fáze 2, *plató*) a znovu zrychlí (fáze 3), čímž se repolarizace membrány ukončí. Tímto způsobem je znovu dosaženo klidové hodnoty polarizace membrány a označuje se jako fáze 4. [7]



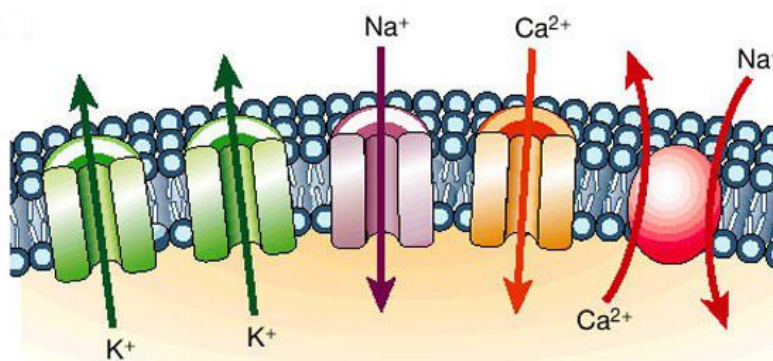
Obrázek 6: Tvary akčních potenciálů různých skupin svalových buněk [7]

1 – Sinoatriální uzel; 2 – Svalovina předsíní; 3 – Atrioventrikulární uzel; 4 – Hisův svazek;  
5 – Tawarova raménka; 6 – Purkyněho vlákna; 7 – Pracovní myokard komor; dole schéma  
elektrokardiogramu, čísla označují dobu aktivace jednotlivých skupin buněk podle uvedeného  
popisu.

Pro buňky srdečního stavu v porovnání s jinými excitabilními buňkami (příčně pruhovaný sval, nerv) je charakteristické „přestřelení“ depolarizační fáze (0) do oblasti kladných hodnot a dlouhé trvání AP (300 – 500 ms). Toto je různé u různých druhů buněk (Obrázek 6), nejdelší je v Purkyněho buňkách, přičemž podléhá i lokálním vlivům, jako jsou změny teploty, účinek mediátorů a samotná frekvence akčních potenciálů. Depolarizace je nejpomalejší a dosazuje nejmenší amplitudy v buňkách sinusového a atrioventrikulárního uzlu. [7]

### 2.5.3 Mechanismus vzniku akčního potenciálu

Výměna jednotlivých iontů je závislá především na mechanismu iontových kanálů. Jsou to proteiny, tvořící póry, které se nacházejí uvnitř membrány většiny buněk a mnoha intracelulárních organel. Mezi jejich funkce patří udržování potenciálu klidové membrány, vedení akčních potenciálů a dalších elektrických signálů. Jsou charakterizovány svou selektivní permeabilitou – schopností propouštět pouze určité ionty. Podle klasifikace propustnosti jednotlivých iontů se rozlišují draslíkové kanály, sodíkové kanály, vápníkové kanály a další. [8]



Obrázek 7: Modelové zobrazení iontových kanálů [8]

Klidové membránové napětí srdečních buněk je nejvíce ovlivňováno průchodem a rovnováhou draslíkových iontů (K). Při příchodu akčního potenciálu ztrácí buňka selektivitu a klidové napětí se postupně zvyšuje. Při hodnotě zhruba -65 mV prudce vzrůstá vodivost membrány pro sodíkové ionty (Na) – otevírá se tzv. *rychlý sodíkový kanál* – vzrůstá proudění mimobuněčných kationtů sodíku do buňky. Celkový proud tekoucí membránou je dán součtem proudů všech iontů. Rychlý vstup sodíkových iontů do buňky náhle ustává v důsledku poklesu elektrického gradientu na minimum a vyčerpáním zásob sodíkových iontů vně buňky. Membránový potenciál se po překmitnutí do pozitivních hodnot napětí začne vracet do klidového stavu. [9]

Vodivost srdce pro ionty draslíku má typickou závislost na napětí. Při depolarizaci vyvolané prouděním sodíkových iontů do buňky se zabrání okamžitému výstupu iontů draslíku a tím návratu napětí ke klidové hodnotě. Vodivost membrány pro vápníkové ionty ( $\text{Ca}^{2+}$ ) narůstá při

poklesu napětí na zhruba -40 mV a největší je kolem nulové hodnoty – uplatňuje se tzv. *pomalý vápníkový kanál*. Při otevření tohoto kanálu začnou vápníkové ionty proudit do buňky. [9]

Po celou dobu kdy je otevřený vápníkový kanál má buňka tendenci se depolarizovat – nepřevládají kationty vápníku nad sodíkem – a tím zabraňuje návratu napětí na klidovou úroveň. Tím vzniká průběh membránového napětí, tzv. *plató*, prodlužující stav podráždění buňky a trvání refrakterního stavu. [9]

Na ukončení stavu podráždění a na návratu ke klidovému stavu se podílí pokles vápníkových iontů vlivem poklesu vodivosti membrány a obnovení vodivosti pro kationty draslíku. Draslík začíná znovu proudit z buňky ven a membrána se repolarizuje. [9]

#### **2.5.4 Pasivní elektrické vlastnosti membrány**

Pasivní elektrické vlastnosti, jako je membránová kapacita, vnitřní odpor, vnější odpor nebo vodivost membrány, hrají významnou roli při elektrické odpovědi buňky. Šíření proudu v buňce samé a v populaci buněk, jako i biologické efekty proudu, jsou těmito vlastnostmi determinované. [7]

Například intenzita toku iontů, potřebná pro depolarizaci a repolarizaci buňkové membrány, je přímo úměrná hodnotě membránové kapacity. I pravděpodobnost selhání vedení podráždění v bodech větvení a v zónách přechodu specifického vodivého systému na pracovní myokard závisí na těchto faktorech. [7]

#### **2.5.5 Elektrické potenciály**

Primárním, bezprostředním zdrojem informací o elektrickém poli srdce jsou potenciálové rozdíly, které se dají naměřit v organismu, mezi dvěma body na povrchu těla, resp. mezi bodem na povrchu a svodem, který vykazuje minimální kolísání potenciálů během srdečního cyklu. Povrch srdce je lokalitou zdrojů elektrického proudu, který teče uvnitř těla a vytváří *proudové pole*. Toto pole je příčinou potenciálových rozdílů, které jsou měřitelné na tělesném povrchu. [7]

### 3 Ekvivalentní zdroje

Veškeré projevy elektrického pole srdce na povrchu těla, reprezentované izopotenciálovou mapou, vektorkardiogramem, nebo skalárním elektrokardiogramem nastolují otázku, jak je možné ze znalosti průběhu potenciálů na povrchu těla soudit momentální konfiguraci elektrického generátoru srdce. Na tuto otázku do značné míry odpovídá klinická praxe. V podstatě existují jen dvě cesty, kterými se obchází teoretický problém toho, že povrchové rozložení potenciálů jednoznačně neurčuje konfiguraci zdroje.

1. Potenciálové průběhy na povrchu těla se dávají empiricky do souvislosti s anatomickými, fyziologickými nebo klinickými nálezy. V takovémto případě se neuvažuje o charakteru generátoru proudu.
2. Modeluje se intuitivně, matematicky nebo fyzikálně generátor proudu takové konfigurace a takových parametrů, aby vyhověl naměřenému rozložení potenciálů, přičemž se využívá omezení vyplývající z anatomických a fyziologických znalostí srdce. Takovýto model generátoru proudu je nazýván *ekvivalentním zdrojem*.

Ekvivalentní zdroje uvažované při řešení elektrokardiografického problému jsou fixovaný dipól, multipól, dipól s pohyblivou lokalizací a geometrický povrch. [7]

#### 3.1 Fixovaný dipól

Dipól je systém, který se skládá ze dvou stejně velkých bodových elektrických nábojů opačné polarity, mezi kterými je určitá vzdálenost. Pokud je tato vzdálenost nekonečně malá, jedná se o *elementární*, resp. matematický dipól. Dipól je charakterizovaný tzv. *vektorem momentu dipólu*. Směr momentu dipólu určuje *osa dipólu*, orientovaná od záporného pólu ke kladnému. Dipól se znázorňuje jako *šipka* (vektor), orientovanou ve směru jeho osy od negativního pólu k pozitivnímu, s délkou, která je úměrná velikosti momentu dipólu. pokud se uvažuje fixovaný dipól jako ekvivalentní zdroj, je myšlen dipól, který vyhovuje podmínce, že během srdečního cyklu se nemění jeho lokalizace, ale jen vektor momentu dipólu (absolutní velikost a směr). Jeho konkrétní umístění nemá matematický ani fyziologický smysl, pro jednoduchost se uvádí, že leží uprostřed srdce. [7]

#### 3.2 Multipól

Distribuce povrchových elektrokardiografických potenciálů dovoluje určit ekvivalentní zdroj podrobněji, např. ve formě *multipólového rozvoje*, vyjádřeného matematicky nekonečnou řadou, který je reprezentací povrchové potenciálové distribuce ve formě dipólu, kvadrupólu, ortopólu a dalších multipólů vyšších řádů. Dipól je určen třemi složkami, kvadrupól pěti složkami, multipóly  $n$ -tého řádu  $2n+1$  složkami. [7]

### 3.3 Pohyblivý dipól

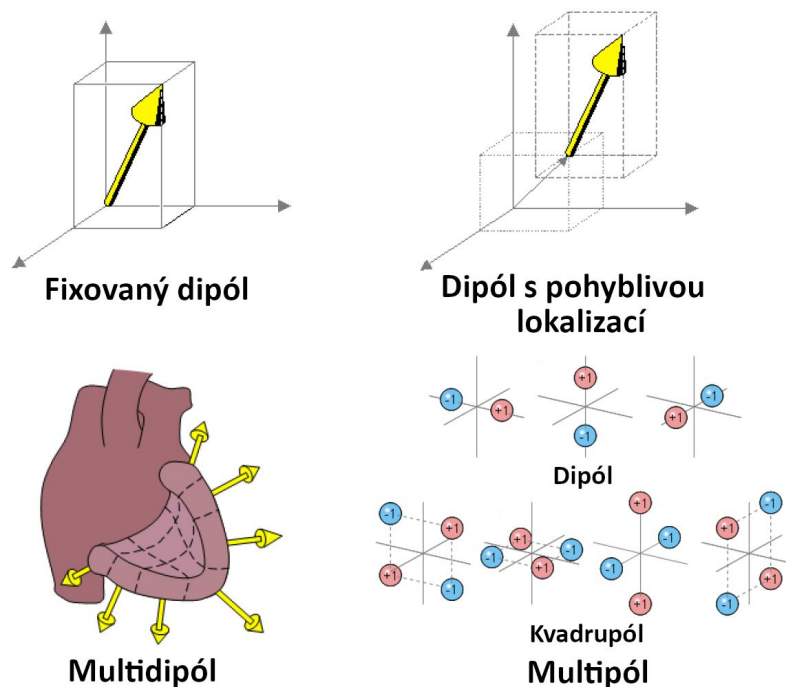
Členy multipólového rozvoje závisí na lokalizaci od počátku zvoleného pro rozvoj nekonečné řady s výjimkou člena první řady – dipólu. V případě, že by byl zdroj tvořen pouze dipólem a počátky by byly totožné s multipólovým rozvojem, členy vyššího řádu vymizí. Pokud by ale nebyl počátek totožný s dipólem, členy vyššího řádu nevymizí. Nalezení takové lokalizace počátku uvnitř objemového vodiče, představuje současně i určení *lokalizace dipólu*. Pro každou povrchovou potenciálovou distribuci je potom možné určit takovou lokalizaci dipólu, ve které ji dipólová složka nejlépe vystihuje. Umístění této složky je proměnlivé během srdečního cyklu. [7]

### 3.4 Geometrický povrch

Ekvivalentní zdroj může být realizovaný i na definovaném povrchu geometrického tvaru, např. na kulovém povrchu obkrouženého kolem srdce. Takovýmto způsobem je možné reprezentovat proudové zdroje srdce elektrickou dvojrystvou na povrchu koule. Výhodou této reprezentace je to, že není třeba uvažovat skutečnou strukturu zdroje umístěného uvnitř kulového povrchu (v srdci). [7]

### 3.5 Multidipól

Elektrofyzilogické měření postupu aktivace srdečního svalu se dá reprezentovat *množinou dipólů*, ze kterých každý představuje ohraničenou část pole a vznikne vektorovým součtem jednotlivých dipólů příslušné části. [7]



Obrázek 8: Uvažované ekvivalentní zdroje [3]

## 4 Kardiografické svody

Svodovým systémem se rozumí soubor svodů, se kterým se u dané osoby vyšetřuje elektrické pole srdce. V lékařské praxi zavedený 12-svodový standardní svodový systém se skládá ze 3 bipolárních Einthovenových svodů, ze 3 unipolárních svodů podle Goldberga a z 6 unipolárních hrudních svodů podle Wilsona. [7]

### 4.1 Einthovenův svodový systém

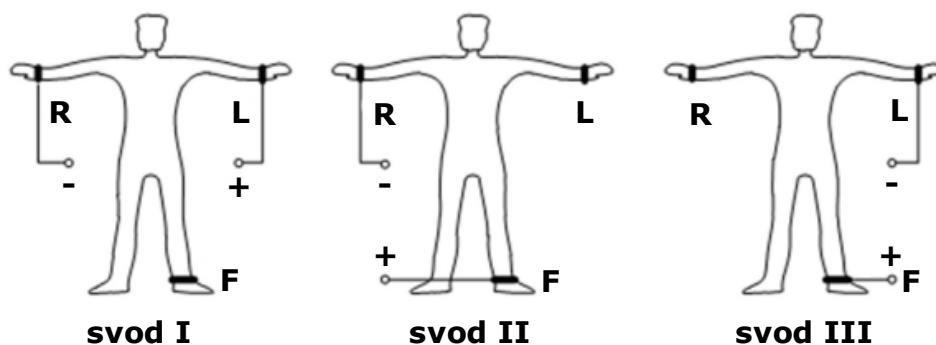
To, že v srdci vzniká při jeho tepu elektrický potenciální rozdíl bylo možné konstatovat zcela primitivními prostředky již na konci minulého století. Tento hrubý projev aktivity by lékařství nijak neprospěl, protože by jím bylo možné dokázat pouze dvě eventuality, a to, že srdce tepe, nebo netepe. Činnostní potenciál srdečního tepu trvá asi jen třetinu vteřiny. Proto bylo potřeba nalézt hbitý a rychlý přístroj, kterým by bylo možno zaregistrovat rychlé změny potenciálů. Takového přístroje užil holandský fyziolog Vilém Einthoven v Leydenu v roce 1903 pro záznam srdeční činnosti. [10]

Einthoven navrhl způsob snímání elektrokardiografické křivky označované zkratkou EKG. Přístroj registrující průchod elektrického proudu neboli galvanometr má dvě elektrody: vstupní a výstupní, které je třeba spojit se dvěma místy lidského těla. Pro ně určil Einthoven tento způsob: [10]

**svod I.** od pravé ruky k levé ruce

**svod II.** od pravé ruky k levé noze

**svod III.** od levé ruky k levé noze



Obrázek 9: Einthovenovy bipolární končetinové svody [9]

Tento svodový systém je dnes stále nejrozšířenějším klinicky užívaným systémem díky těmto předpokladům: elektrická aktivita srdce je nahrazená ekvivalentním fixovaným dipólem, který se nachází v centru velmi rozsáhlého homogenního vodivého média; úpony horních končetin a

levé dolní končetiny jsou ve frontální rovině těla a na vrcholech rovnoramenného trojúhelníka, ve středu kterého se nachází ekvivalentní dipól. [7]

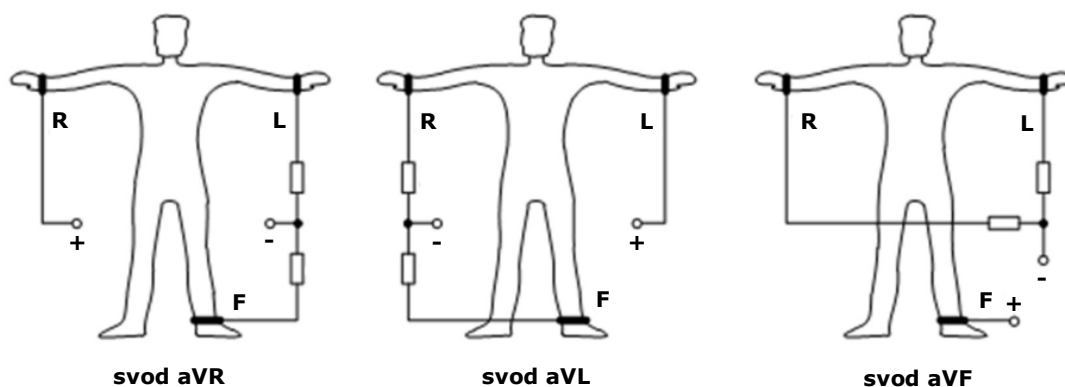
Einthovenův trojúhelník není ve skutečnosti ekvilaterální a ekvivalentní dipól není stejně vzdálený od jeho vrcholů, ve kterých jsou umístěné elektrody. Bipolární končetinový svodový systém dovoluje určit pouze orientaci a směr srdečního vektoru, ne však jeho velikost. [7]

## 4.2 Unipolární svodové systémy

Srdce je možné vnímat jako dipól umístěný uprostřed Einthovenového svodového systému, takový dipól lze specifikovat jako elektrický uzel, na který lze aplikovat první Kirchhoffův zákon, podle kterého součet proudů, vtékajících do uzlu je roven součtu proudů z uzlu vycházejících. [7]

Na základě takové úvahy byl zkonstruován centrální terminál (Wilsonova svorka), který tvoří spojení svodů z obou zápěstí a levého kotníku přes stejně velké, obvykle  $5\text{ k}\Omega$  odpory. Centrální terminál nemá ve skutečnosti nulový potenciál, ale relativně invariabilní potenciál velmi malé hodnoty, do  $0,3\text{ mV}$ . [7]

Unipolární končetinové svody se spojují s centrální svorkou. Původní Wilsonovy svody (VR, VL a VF) mají takto zapojené elektrody, mají velice malou intenzitu signálu. Používají se tzv. *zesílené unipolární končetinové svody* podle Goldbergera: aVR, aVL, aVF (Obrázek 10). Signál u těchto svodů je o 50 % zesílen oproti původním Wilsonovým unipolárním končetinovým svodům. [7]



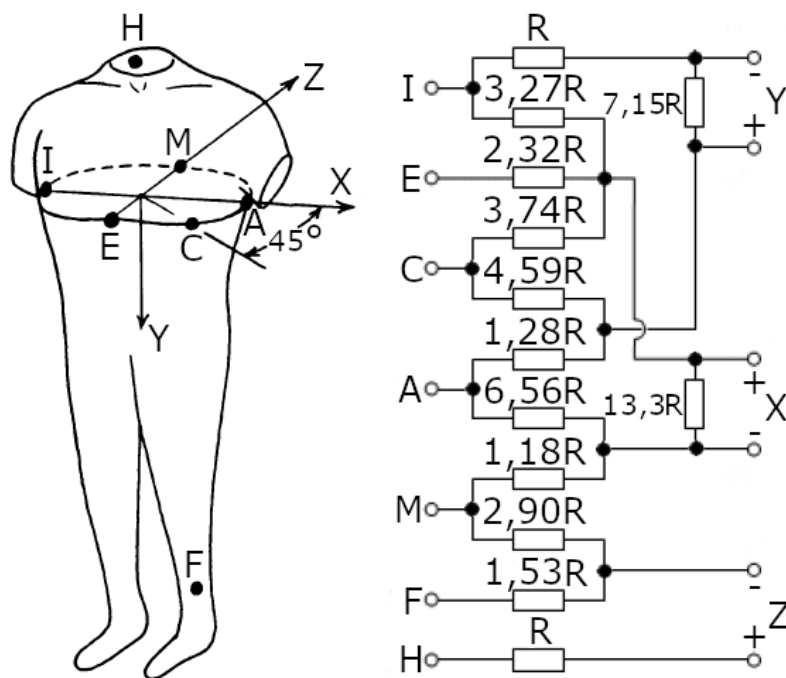
Obrázek 10: Goldbergerovy unipolární končetinové svody [9]

Signál zesíleného unipolárního končetinového svodu je 1,5 x větší jak signál unipolárního Wilsonova končetinového svodu. Napětové vyjádření Wilsonova unipolárního končetinového svodu je třeba násobit faktorem 1,73 a napětové vyjádření unipolárního končetinového svodu podle Goldbergera faktorem 1,13, aby se rovnal napětovému vyjádření příslušného bipolárního končetinového svodu podle Einthovena. Z těchto skutečností vyplývá, že bipolární končetinové svody I, II, III a unipolární končetinové svody aVR, aVL, aVF obsahují redundantní informaci. [7]

### 4.3 Vektorkardiografické svodové systémy

Končetinové svody obsahují prakticky informaci pouze o průmětu kardioelektrického pole na frontální rovinu těla, definovanou svislou osou  $y$  a transversální rovinou  $x$ . Bylo potřeba koncipovat takový svodový systém, který by obsahoval i předozadní komponent  $z$ . Tento komponent sice do určité míry mají i první tři Wilsonovy unipolární hrudní svody, jejich signál je však do značné míry deformován anatomickou blízkostí srdce a případnou nepřesnou lokalizací elektrod. [7]

Vektorkardiografické svodové systémy se dělí na *anatomicky ortogonální (Frankův systém)* a na *korigované ortogonální (McFee systém)* svodové systémy. Anatomicky ortogonální svodové systémy by byly korektní, pokud by byl povrch zobrazení úměrný reálnému tělesnému povrchu dané osoby. Protože tomu tak nikdy nebude, vyvinuly se fyzikálně korigované systémy, u kterých je snímaný napěťový signál dále upravován pomocí odporových sítí, které mají korigovat excentrické uložení srdce a dosáhnout tak dostatečné vzdálenosti registračních elektrod, a to takové, která by reprezentovala srdeční dipól. [7]



Obrázek 11: Vektorkardiografický svodový systém podle Franka [11]



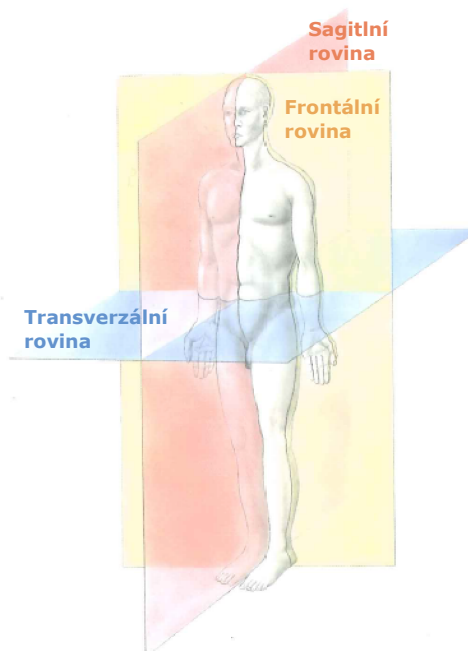
## 5 Spaciokardiografie

Obecný princip zobrazení se datuje již do 20. let minulého století, kdy se začaly vyrábět obrazovky. Na horizontální destičky tehdejší vakuové trubice byl připojen elektrokardiogram z jednoho svodu, na vertikální destičky elektrokardiogram z druhého svodu a výstupem vykresleným na stínítku obrazovky byla křivka všeobecně nazývaná jako *vektorkardiogram VKG*. [10]

Pro klinické využití se vektorkardiografie uplatňovala až v 90. letech minulého století, kdy byla určena jako spolehlivější metoda pro diagnostiku pacienta, především u hypertrofie pravé komory nebo rozšíření předsíní. Tento typ snímání je mnohem citlivější než elektrokardiogram při rozpoznávání infarktu myokardu, zvláště tehdy, pokud se jedná o infarkt spodní stěny – *infarkt inferior*. [12]

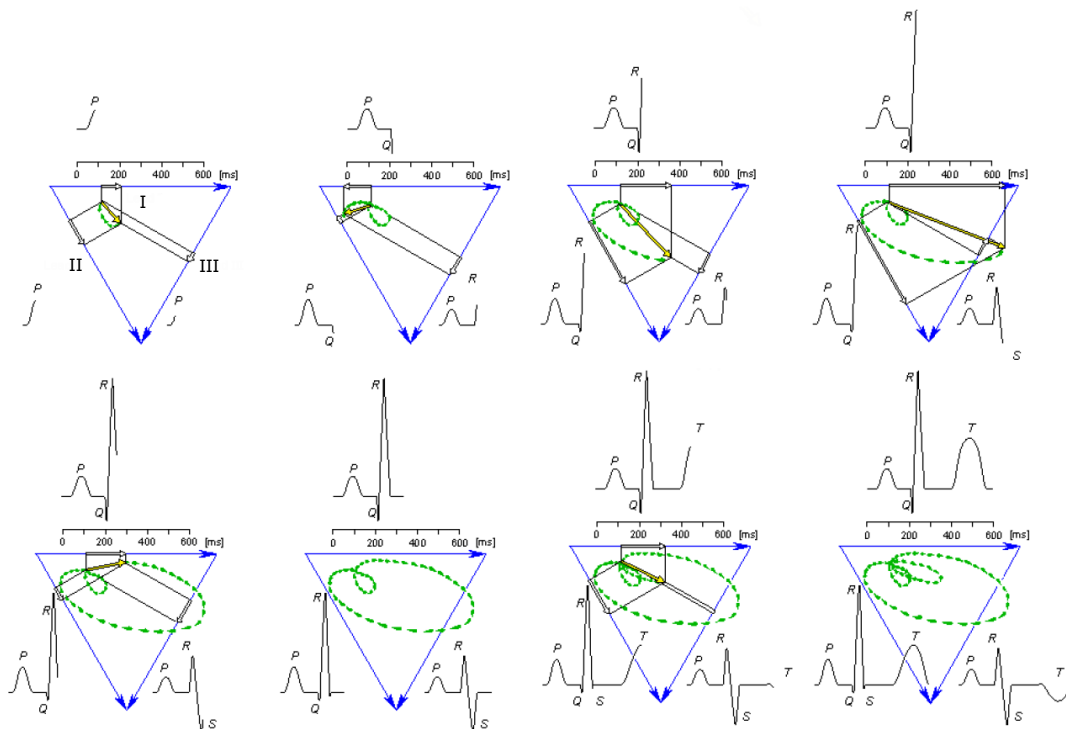
### 5.1 Plošná a vícerozměrná zobrazení

Hlavním rozdílem mezi běžným elektrokardiogramem a vektorovým kardiogramem je způsob zobrazení. Konvenční skalární elektrokardiogram zobrazuje změnu velikosti elektrického potenciálu generovaného ze srdce ve vztahu k času. Ve vektorkardiografii je elektrická aktivita srdce reprezentována jediným dipólem. Prostorová orientace dipólu v každém okamžiku je znázorněna prostorovým vektorem. Změna směru a velikosti okamžitých vektorů během každého srdečního cyklu se zobrazuje jako smyčky vytvořené spojením jednotlivých vektorů (viz kapitola 5.5). Prostorové křivky jsou zobrazeny ve třech vzájemně kolmých rovinách: *transverzální*, *sagitální* a *frontální* (Obrázek 12). [12]



Obrázek 12: Jednotlivé roviny těla [13]

Teoretická výhoda vektorového kardiogramu se vztahuje ke svodovému systému používanému pro jeho záznam. Vzhledem k tomu, že se srdce nenachází přesně v centru těla člověka, skutečné směry elektrických os konvenčních elektrografických svodů nejsou totožné se směry, které se běžně předpokládají z anatomického umístění elektrod. Navíc stejně velký elektrický potenciál působící na tyto svody nevede k odchylkám stejné amplitudy. [12]



Obrázek 13: Korelace mezi skalárním a prostorovým zobrazení (*svody I, II, III*) [3]

Klinická hodnota vektorového kardiogramu závisí na množství informací, které může dodat a které nejsou běžně dostupné z konvenčního skalárního elektrografického záznamu. Na rozdíl od vektorového zobrazení srdeční křivky jsou echokardiografické a radionuklidové zobrazovací techniky při kardiálních onemocněních běžné. [12]

## 5.2 Princip spaciokardiografie

Pokud se zhotoví horizontální VKG, kdy jsou elektrody připevněny na hrudníku v horizontální poloze a vertikální VKG, kde je jedna elektroda zpravidla na končetině, vznikne z obou průběhů křivka, zvaná *spaciokardiogram SKG*. [10]

Srdeční potenciály jsou snímány ze tří míst na hrudníku, vzájemně k sobě kolmých. Tak vznikly tři body, *X* na levé straně hrudníku, *Y* na přední straně a *Z* na horní straně. Tento systém svodů je tzv. unipolární – všechny potenciály jsou měřeny k nulovému vztažnému potenciálu, zvaného *Wilsonova ústřední svorka*. [10]

### 5.3 Spaciokardiografické zákony

Během průběhu výzkumů v oblasti diagnostiky a zobrazení srdečních pochodů pomocí spaciokardiografie definoval Vilém Laufberger tři věty, nazvané spaciokardiografickými zákony.

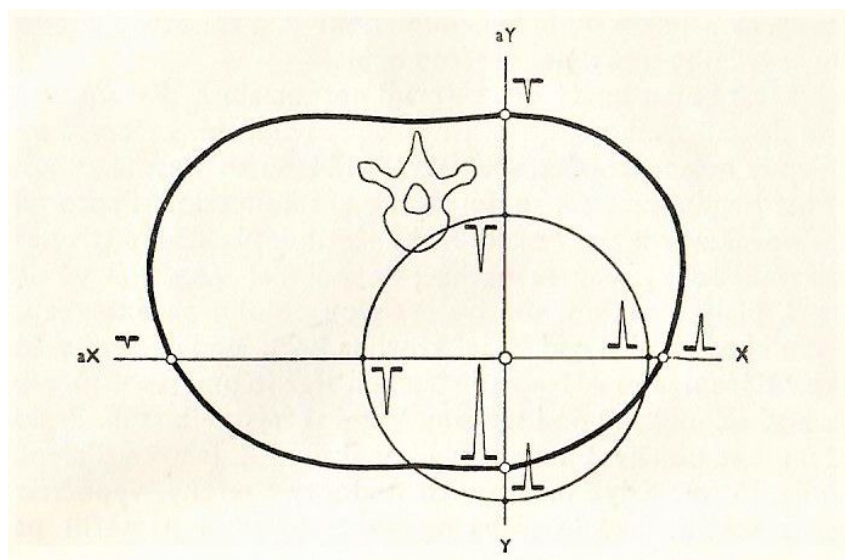
První *zákon kvadratický* zní: potenciály v elektrickém poli srdečním se šíří podle kvadratického zákona, pokud vychází energie stejnosměrně z jediného bodu do prostoru, pak se šíří ve stále větších a větších koulích a je přirozeně ve větších koulích zředěnějších. Takto se šíří například světlo, ale i elektrický potenciál. Potenciálu ubývá nepřímě – pokud bude ve vzdálenosti 10 cm jeden milivolt, bude ve dvojnásobné vzdálenosti čtyřikrát menší a ve vzdálenosti poloviční čtyřikrát větší. [10]

Druhý *zákon zrcadlový* popisuje zrcadlovost elektrokardiografických svodů – potenciál na protisvodě je obráceného směru. Čím jsou elektrody vzdálenější od středu srdce, tím jsou jejich potenciály nižší a směr výkyvu je na protibodech zrcadlově obrácený. Je nutné podotknout, že zrcadlový zákon platí jen v případě tzv. unipolárních svodů. [10]

Třetí *zákon dráhy* zní: vzrušení srdečního svalu prochází určitou dráhou v srdci, tato dráha je v jednotlivých případech neznámá, ale jejím ekvivalentem je průběh okamžitých vektorů na orbitovém spaciokardiogramu. První dva zákony jsou odvozeny hlavně od fyzikálních veličin, tento zákon sleduje anatomicko-elektro-fyziologické závislosti. Okamžitým vektorem je nazván prostorový vektor, určený podle prostorových souřadnic, tak jak ho kreslí křivka spaciokardiogramu v jeho prostorovém průběhu. [10]

### 5.4 Orbitové souřadnice

Hlavní obtíž zobrazení spočívá v tom, že poloha srdce v hrudníku je příliš individuální a ovlivňuje tvar EKG a proto i spaciokardiogram SKG. [10]

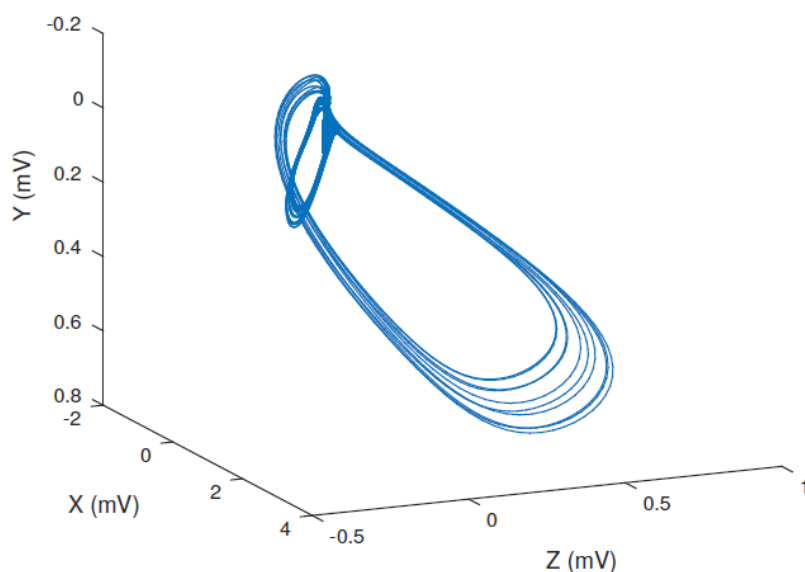


Obrázek 14: Orbitová soustava – rozdíl mezi potenciály [10]

Aby byl systém racionální, navrhl Vilém Laufberger v roce 1952 *orbitovou soustavu*. Je to myšlená koule o poloměru 10 cm, v jejímž středu je elektrický srdeční střed. Koule má tři hlavní osy; osu pravolevou  $x$ , šípovou  $y$  a podélnou  $z$  od hlavy k patě (Obrázek 14). V této kouli je rozloženo pole srdeční. Aby bylo možné potenciály měřit, musí být elektrody umístěny na hrudník a ne na pomyslnou orbitu. Skutečné snímací body na hrudníku  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$  nejsou od středu orbity vzdáleny právě 10 cm – někdy více, někdy méně. Orbitový bod  $X$  není tedy shodný s hrudníkovým bodem  $X$ , rozdíl je ale pouze ve vzdálenosti. Zde je možné využít kvadratický zákon. Je potřeba vypočítat, jak velký by byl potenciál, kdyby jeho místo leželo právě 10 cm od středu. Podle výpočtu pak následuje vhodné nastavení zesílení zesilovače. Stejný trik je použit pro ostatní elektrody. Pak je snímané SKG sice na hrudníku, ale potenciály jsou takové, jakoby ležely na pomyslné orbitě. [10]

## 5.5 Spaciokardiogram

Čím víc je vyšetřovací technika dokonalejší, tím více odchylek odkryje od ideálu normálnosti. Normální srdce patří však jen do názvosloví zdravotních středisek – žádné srdce není ideální. Spaciokardiografická technika je tak jemná, že ukáže rozdíly i v jednotlivých tepech srdce jdoucích po sobě. [10]



Obrázek 15: Ideální SKG bez rušení [14]

Při pohledu na úplný spaciokardiogram SKG (Obrázek 15) je možné rozeznat tři útvary: nulový bod, velkou a malou smyčku a případně zcela malou smyčku  $P$ . Nulový bod ( $0$ ) fyziologicky znamená, že srdce je v klidu a neprovádí žádnou elektrickou činnost. Potom se rozvine velká smyčka  $ADE$  vyjadřující depolarizaci neboli vzrušení svalstva komor. Odpovídá skupině  $QRS$  na EKG. Třetím útvarem je malá smyčka neboli  $T$ , terminální, odpovídající vlně  $T$  na EKG. Je

výsledkem repolarizačního pochodu komorového svalstva. Vlnka  $P$  často zaniká pro svoje malé rozměry. Užití písmen  $PQRST$  užívaných běžně v elektrokardiografii se pro spaciokardiografii nehodí. Ponechává se pouze označení  $P$  a  $T$ . Komplex  $QRS$  se v této metodě zavrhuje a namísto toho se využívá označení  $ADE$ , kde  $A$  znamená anafáze,  $D$  diafáze a  $E$  epifáze. [10]

Obě křivky začínají v nulovém bodě začátkem ramene  $A$  a končí koncem ramene  $E$ . Při plném klidu by měly proto splývat  $0$ ,  $A$ ,  $E$  v jeden bod. Pokud se nevrací  $ADE$  do stejného bodu, jak tomu bývá často i u  $ST$  na EKG, jsou oba body od sebe vzdáleny a vzniká elevace nebo deprese. Z bodu  $A$  začíná hodinovým směrem úsek  $A$ , který přechází do úseku  $D$ . [10]

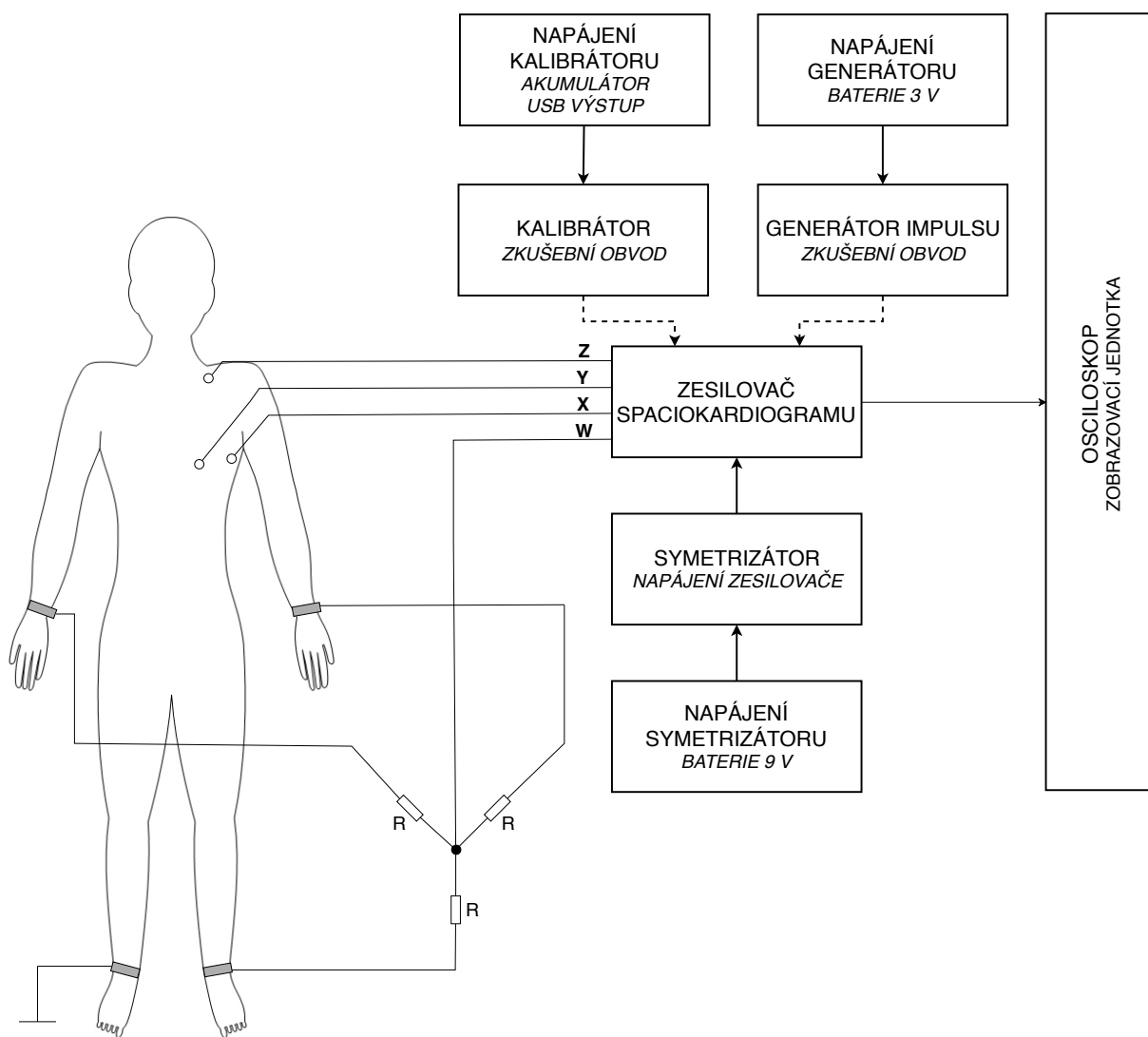
*„Řeči elektrického pole srdečního lze naslouchat vždy, když máme snímače a registrátory. Zdá se, že začínáme rozumět této řeči, ale nesmíme, pravím, nesmíme přestat úporně pracovat, aby nám její signály – třeba sebemenší – říkaly stále více a více. Pak také více a více srdcí bude zachráněno od věčného Ticha.“*

Vilém Laufberger [15]

## 6 Návrh elektrokardiografického přístroje

Prvotní myšlenka projektu spočívala v realizaci měřicího nízkonapětového systému, jehož funkční bloky bude napájet baterie. Stejnoseměrný zdroj (9 V) redukuje síťové rušení v celém obvodu a zároveň se přípravek stává mobilním. Měkký napětový zdroj, užitý pro tento účel neomezuje zapojení z důvodu použití nízkoeenergetických prvků. V koncepci tohoto řešení je nutno pečlivě zvažovat užitečné výkony jednotlivých součástí a integrovaných obvodů.

Celý přípravek se skládá z 8 bloků, které spolu navzájem souvisejí, ať už přímo – *hlavní obvody*, nebo nepřímo – *vedlejší obvody* (Obrázek 16).



Obrázek 16: Blokové schéma měřicího přípravku

## 6.1 Hlavní obvody

Teoretický rozsah frekvenčního pásma kardiografického signálu se pohybuje v rozmezí od 0,05 Hz do 250 Hz<sup>1</sup>. Reálný kmitočet odpovídá rozsahu od 0,01 do 150 Hz, resp. se většina diagnostických informací pohybuje v rozmezí od 10 Hz do 100 Hz. [16]

Podle americké kardiologické asociace (AHA) byly stanoveny doporučené hodnoty filtrů na 0,5 Hz pro filtr horní propusti a 150 Hz pro filtr dolní propusti. Tyto hodnoty jsou stanoveny podle fyziologických hodnot, kdy je v praxi nepravděpodobné, že by tepová frekvence byla menší než 0,5 Hz, což odpovídá 30 BPM; obecně jsou tepové frekvence pod 40 BPM (0,67 Hz) méně časté. Při měření srdečního signálu u dospělých, adolescentů a dětí je vyžadována mezní frekvence filtru dolní propusti 150 Hz; zato kmitočet 250 Hz je vhodnější pro kojence. [17]

V návrhu se vychází z těchto doporučení, avšak skutečná hodnota filtrace se liší. Mezní frekvence filtru horní propusti se pohybuje mírně *pod* stanovenou doporučenou hodnotou, mez filtru dolní propusti se pohybuje mírně *nad* doporučenou hodnotou. Přesné výpočty jednotlivých frekvenčních limitů jsou uvedeny v kapitole 7.1.

Pro realizaci byly uvažovány *operační zesilovače řady TL0X4* pro svoje vlastnosti, především co se týče spotřeby. Ze zadání je třeba využít integrovaný obvod, který bude mít nejlepší vlastnosti z hlediska příkonu a výstupního šumu. Série *operačních zesilovačů TL074* odpovídá požadovaným vlastnostem z hlediska minimálního šumu ( $15 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ ), nicméně pro bateriové provozy zcela nevyhovuje kvůli nadměrnému vstupnímu příkonu. Podle produktové dokumentace *operačního zesilovače TL064* je vstupní napájecí proud pouze  $200 \mu\text{V}$ . Tento proud je stanoven pro každý operační zesilovač obsažený v integrovaném obvodu. Pokud jsou využity všechny jednotlivé operační zesilovače bude vstupní napájecí proud násoben konstantou 4. I přes zvýšení spotřeby s využitím více operačních zesilovačů čipu je stále *TL064* nejlepším možným řešením pro bateriové provozy. [18][19]

Samotný hlavní obvod *zesilovače spaciokardiogramu* a jeho prvky potřebují ke své správné funkci symetrické napájení. Bylo potřeba využít nízkopříkonový prvek, který je schopen dodat mnohonásobně větší energii na svůj výstup. Nejideálnější vlastnosti má *operační zesilovač LM386*, který se uvádí jako nízkonapěťový. Tento obvod má při napájení 9 V baterií vstupní příkon pouze  $36 \text{ mW}$ . Jeho vstupy jsou vztaženy k uměle vytvořené zemi na výstupní sorce, což dělí výstupní napětí na polovinu vstupního a dochází k symetrizaci napětí. Takto zapojený obvod je schopen dodávat více než 100 mA. [20]

---

<sup>1</sup>Jednotlivé složky srdeční frekvence mohou u kojenců dosahovat frekvencí až 250 Hz. [16][17]

## 6.2 Vedlejší obvody

Obecné požadavky na snímací přístroj vycházejí z předpokladů biologického signálu. Teoretické napětí je dáno vztahem (1), kde termoionizační napětí odpovídá (2); teplotu lidského těla definuje  $T = 310\text{ K}$ ; relativní permitivita prostředí  $\epsilon_r = 80$  je stanovena pro vodu; náboj elektronu, který je uveden ve vzorci termoionizace, odpovídá hodnotě  $Q_e = 0,16\text{ aC}$ . [21]

$$u_R = \frac{4U_T}{\epsilon_r} = 1,2\text{ mV} \quad (1)$$

$$U_T = \frac{kT}{Q_e} = 25\text{ mV} \quad (2)$$

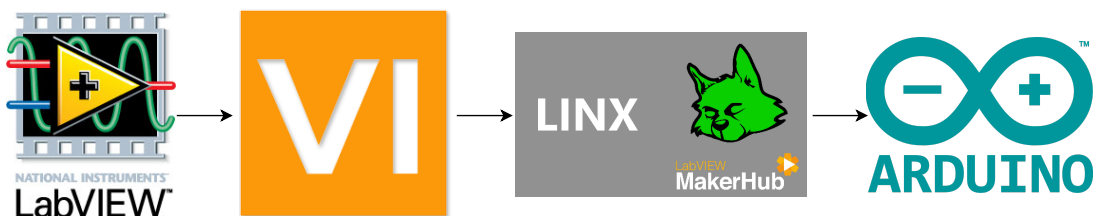
Vztah pro výpočet napětí elektrické aktivity srdce (1) je výchozí hodnotou pro návrh zkušební elektroniky soustavy. Hodnota  $1,2\text{ mV}$  z uvedeného vztahu se považuje za maximální; návrh veškerých zkušebních obvodů je realizován pro hodnotu výstupního napětí  $\sim 1\text{ mV}$ . Návrh zesilovacího činitele naopak zase předpokládá vstupní napětí odpovídající hodnotě výstupního napětí jednotlivých zkušebních obvodů.

Dva vedlejší obvody budou plnit funkci testovací, kdy by měl test přípravku probíhat nejprve pro každý měřicí kanál zvlášť, a pak pro všechny kanály najednou. K této funkci je potřeba dvou rozdílných obvodů. *Generátoru impulsu a kalibrátoru*.

Se skutečností rozsahu jednotlivých amplitud signálu vychází návrh pro *generátor impulsu*, kdy je výstupní hodnota impulsu stanovena na hodnotu amplitudy  $1\text{ mV}$  a pevně stanovenou frekvencí  $1\text{ Hz}$ .

U druhého vedlejšího obvodu je třeba dbát na napájení *symetrizátoru*, pokud dojde k velkému poklesu napětí (pod  $7,5\text{ V}$ ) je možné kolísání napětí kalibrátoru v závislosti na energii dodávané baterií. Pro tento účel by bylo praktické do obvodu zahrnout indikátor vybitého stavu baterie.

Prvotní myšlenka realizace zkušebního obvodu spočívala v čistě softwarovém řešení pomocí Arduina (NANO) a grafického programovacího jazyka softwaru NI LabVIEW. Arduino je schopno komunikovat s NI LabVIEW pouze za předpokladu, pokud je v mikrokontroleru nainstalován program pro softwarovou komunikaci. Pro úspěšné přenesení dat a spuštění jednotlivých částí kódu je zapotřebí oboustranná komunikace.

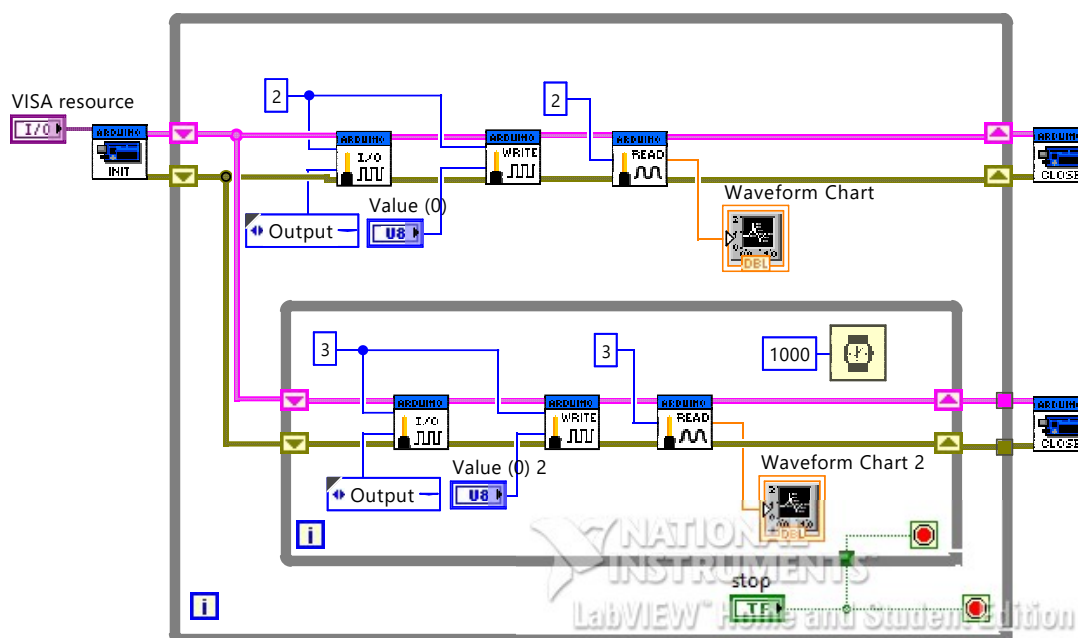


Obrázek 17: Blokové schéma propojení programu NI LabVIEW a Arduina



Grafický programovací jazyk *NI LabVIEW* [22] umožňuje práci se širokým sortimentem tzv. *virtuálních laboratoří (VI)*. Pro instalaci jednotlivých balíčků do programu je zapotřebí stažení *VI Package Manageru* [23], díky kterému je možné procházet knihovny a správa jednotlivých VI. Po instalaci rozšíření *Rozhraní pro Arduino* následuje tzv. *LINX* [24], což je rozšíření programu pro interakci s platformami jako je *Arduino* [25]. Díky těmto jednotlivým krokům je možné komunikovat s mikrokontrolerem Arduina pomocí příkazů v programu NI LabVIEW (Obrázek 17).

Program spočíval v několika jednotlivých krocích, díky kterým je možné vygenerovat dva rozdílné průběhy, potřebné pro kalibraci obvodu. Kód pracoval s jednotlivými digitálními piny mikrokontroleru, kdy se postupně zvolil výstup a zápis na něj. Pro kontrolu měly být jednotlivé signály zobrazovány.



Obrázek 18: Programové schéma kalibračního impulsu v prostředí NI LabVIEW

Arduino NANO pracuje pomocí čipu ATmega 328 a disponuje nevelkou pamětí FLASH (32 kB), kde se nahrává program. Klíčovým se ale stává minimální paměť SRAM (pouze 2 kB), kde se ukládají proměnné a výpočty při běhu programu. [26]

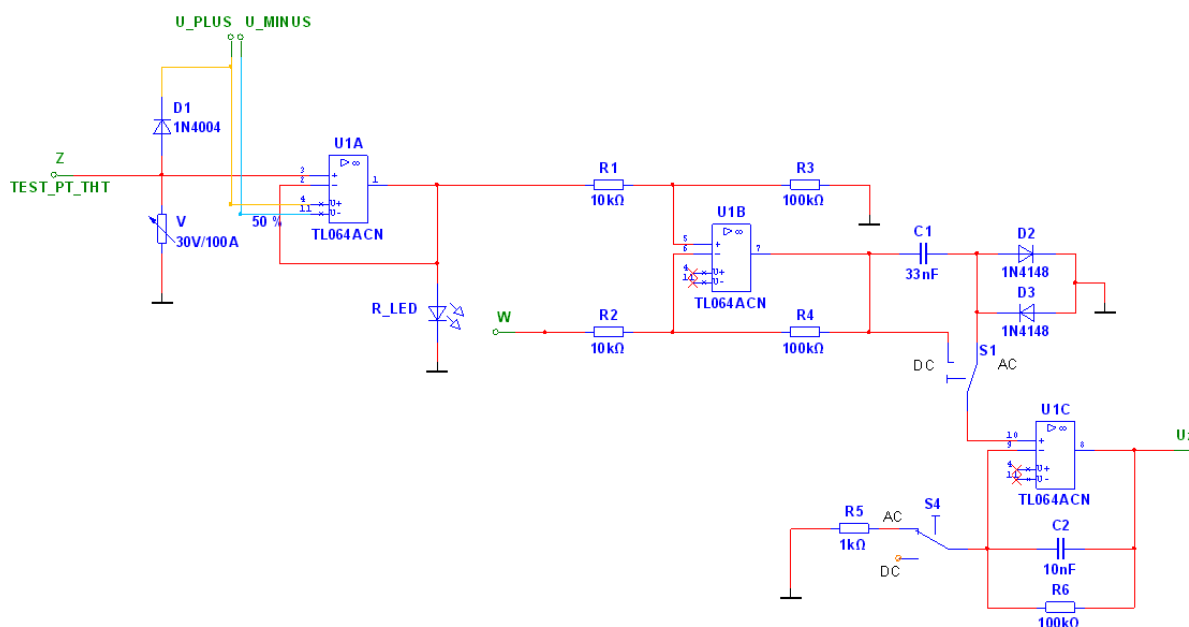
Program, který byl vytvořen v prostředí softwaru NI LabVIEW (Obrázek 18) nemohl být použit z důvodu technické nedostatečnosti vnitřní paměti daného typu mikrokontroleru. Samotný přídatný balíček pro komunikaci Arduina a programu zahrnoval značnou část paměti a paměťově nejnáročnější části programu (smyčky *while loop*) zahltily paměť čipu tak, že s ním nebylo možné dále pracovat. Pro redukci objemu dat v paměti kontroleru bylo využito programového prostředí jazyka C, a softwaru Arduino IDE. Celkové technologické řešení a podrobný popis jednotlivých prvků kalibrátoru je uveden v kapitole 7.4.

## 7 Realizace přípravku

Konečná struktura měřicího přípravku sestává z několika jednotlivých obvodů. Blokové schéma je rozděleno na bloky označené jako *hlavní obvody* a *vedlejší obvody*. Jedním z hlavních obvodů a klíčovým prvkem celého zapojení je *zesilovač spaciokardiogramu*. Obvod obsahuje funkční prvky, které je třeba napájet symetrickým napětím, tuto funkcionalitu zabezpečuje hlavní napájecí obvod označovaný jako *symetrizátor*. Pro testování přípravku se využívají obvody vedlejší. Tyto obvody neslouží výhradně pro přímou funkci přípravku, avšak díky nim je možné testovat a kalibrovat přístroj (*generátor impulsu*, *kalibrátor*).

### 7.1 Zesilovač spaciokardiogramu

Funkční hodnota biologického signálu co se týče amplitudy i frekvence v mnoha směrech koreluje s okolním šumem. Tento obvod a jeho účel spočívá v zesílení signálu a odrušení složek šumu.



Obrázek 19: Schéma zapojení zesilovače spaciokardiogramu (1 kanál)

Z důvodu rozsahu schématu zde není uvedeno kompletní zapojení zesilovače spaciokardiogramu, ale pouze jeho první kanál (Obrázek 19). Ostatní kanály jsou pouze duplikátem uvedené schématické značka pro varistor ( $V$ ) neodpovídá korektnímu značení. Kompletní schéma zapojení, rozmístění součástek a návrh desky plošného spoje je uveden v příloze A.

Jednotlivé prvky celého schématu jsou pro přehlednost uvedeny v blocích (Obrázek 20). První blok zapojení je tvořen operačním zesilovačem, s totální zpětnou vazbou – takto zapojený zesilovač nezesiluje ( $A = 1$ ), ale má obrovský vstupní odpor (řádově  $G\Omega$ ), jedná se o *napětový*

*sledovač*. Na jeho vstupu je zapojena *dioda 1N4004 (D1)*, na kterou je připojeno kladné napětí symetrizátoru. Tvoří se pomocný proud diodou ( $I_0 = 10 \text{ nA}$  [27]). Za blokem napěťového sledovače se nachází *LED dioda*, jejíž funkcionality spočívá v signalizaci odpojené elektrody. Využívá se pomocného proudu diody a odporu pacienta – pokud je odpor pacienta správně malý, napětí za napěťovým sledovačem není dostatečné pro rozsvícení LED diody ( $U < 1,6 \text{ V}$ ). Dalším nezávislým prvkem na vstupu operačního zesilovače je uzemněný varistor ( $V$ ), který má ochrannou funkci. Pokud je pacient defibrilován, tento ochranný prvek svede vysoko proudový impuls defibrilační jednotky do země, aby zamezil zničení operačního zesilovače.

Vstupní svorky zesilovače spaciokardiogramu ( $Z$ ,  $Y$ ,  $X$ ) snímají signál o amplitudě  $\sim 1 \text{ mV}$ , tento signál je přiveden na *napěťový sledovač*. Užitečný signál a šum postupuje dále na invertující a neinvertující vstup rozdílového zesilovače. Tento obvod zesiluje rozdílový signál (užitečný signál), zatímco soufázové složky signálu (rušení) co nejvíce potlačí. Diferenciální zesilovač zesiluje pouze rozdíl napětí  $u_d$  mezi oběma vstupy, podle vzorce (3).

$$u_d = u_+ - u_- \quad (3)$$

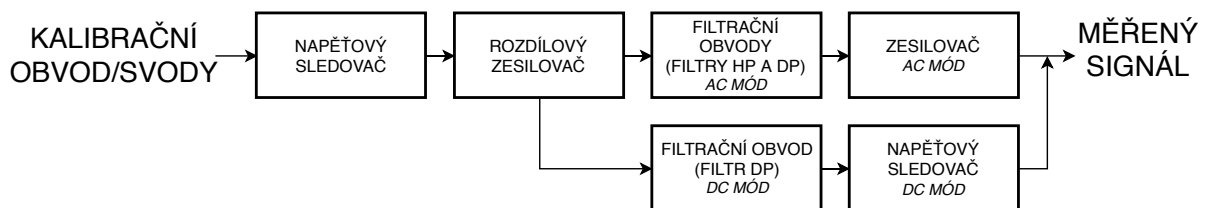
Pro výstupní napětí  $u_o$  platí vztah (4)

$$u_o = A_u u_d \quad (4)$$

Veličina  $A_u$  je zesílení operačního zesilovače. Platí obecný vzorec (5)

$$A_u = \frac{u_o}{u_d} = \frac{R_3}{R_1} = \frac{100 \cdot 10^3}{10 \cdot 10^3} = 10 \quad (5)$$

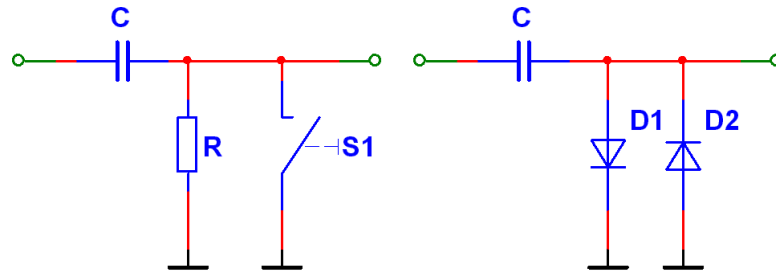
Uvedené vztahy platí pouze pro výstupní napětí, která jsou menší než napětí napájecí. Pokud dojde ke spojení kladného a záporného vstupu ( $u_+ = u_-$ ), rozdílové a výstupní napětí se bude rovnat nule. [28]



Obrázek 20: Blokové schéma zapojení zesilovače spaciokardiogramu

Po dosazení hodnot odporů do vzorce (5) je patrné, že samostatný blok *rozdílového zesilovače* zabezpečil zesílení užitečného signálu  $10x$ . Kapitola 6.2 zahrnuje rozsahy výstupního napětí zkušebních obvodů a několik doporučení americké kardiologické asociace pro získání užitečného signálu ve frekvenčních rozsazích. Dalším blokem celku jsou *filtrační obvody* kdy je využito filtru dolní a horní propusti. Ve schématu (Obrázek 19) je pro hornopropustnou filtraci využito kondenzátoru  $C1$  a antiparalelního zapojení diod  $D2$  a  $D3$ , tzv. *nelineární derivátor*. V klasických

kardiografech je stejnosměrná složka odstraněna klasicky, aby se kondenzátor rychle nabil na potřebnou polarizaci, bývá obecným řešením zapojení například relé (*spínač S1*).



Obrázek 21: Odstranění DC složky; relé (*vlevo*), antiparalelní diody (*vpravo*)

Metoda, která je využita v této práci využívá antiparalelního zapojení rychle spínacích diod, které zastupují funkci relé (Obrázek 21). Z volt-ampérové charakteristiky obou diod je v nule vedena tečna ke křivce, která je nazvána  $r$ . Antiparalelně zapojené diody, se tedy při malých amplitudách signálu chovají jako odpor  $r$ .

$$r = \frac{U_T}{I_0} = \frac{25 \cdot 10^{-3}}{1 \cdot 10^{-9}} = 25 \text{ } M\Omega \quad (6)$$

Kde  $U_T$  je termoionizační napětí a  $I_0$  je závěrný proud diody – jsou využity rychle spínací diody s označením 1N4148 se závěrným proudem  $I_0 = 1 \text{ } nA$ . [29]. Díky vztahu (6) je možné dosadit do vzorce pro výpočet dolní mezní frekvence (7).

$$f_d = \frac{1}{2\pi r C} = \frac{1}{2\pi \cdot 25 \cdot 10^6 \cdot 33 \cdot 10^{-9}} = 0,193 \text{ } Hz \quad (7)$$

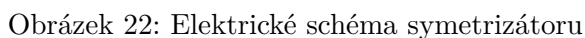
Pro dolnoproustnou filtraci je využito kondenzátoru  $C2$  a rezistoru  $R6$ . Pro výpočet pak není využito antiparalelního zapojení diodového odporu  $r$ , ale hodnoty odporu rezistoru  $R6$ . Výpočet horní mezní frekvence je dán vztahem (8).

$$f_h = \frac{1}{2\pi R C} = \frac{1}{2\pi \cdot 100 \cdot 10^3 \cdot 10 \cdot 10^{-9}} = 159,155 \text{ } Hz \quad (8)$$

Takto vyfiltrovaný signál má pořád relativně malou amplitudu. Posledním funkčním blokem schématu je zesilovač, ten se uplatňuje pouze v AC módu, kdy je opět využitý obecný vzorec pro zesílení operačního zesilovače (5). Jednotlivé rezistory, užité v tomto vztahu jsou  $R5$  a  $R6$ , což je zpětnovazební odpor. Tyto hodnoty odporů zabezpečují napětové zesílení  $100x$ . Tímto zapojením je dosaženo výstupního napětí, které odpovídá hodnotě  $\sim 1 \text{ } V$ .

Při DC módu je třeba počítat s velkou stejnosměrnou polarizační složkou, která se objeví na vstupu posledního zesilovacího bloku. Aby tato složka nezahltila operační zesilovač, je třeba prudce snížit zesílení. Poslední stupeň bloku je tedy nutno přepnout do zapojení *napětového sledovače*, a tedy na výstupu celé soustavy bude výstupní napětí, které odpovídá hodnotě  $\sim 10 \text{ } mV$ .

Základem zapojení je operační zesilovač, s označením *LM386*. Jde o výkonový obvod, určený pro aplikaci do nízkonapěťových struktur. Vstupní výkon daného operačního zesilovače se pohybuje pouze v řádu několika desítek mili Wattů (*36 mW pro vstupní napětí 9 V* [20]), proto se tento čip definuje jako vhodný pro bateriové zapojení.

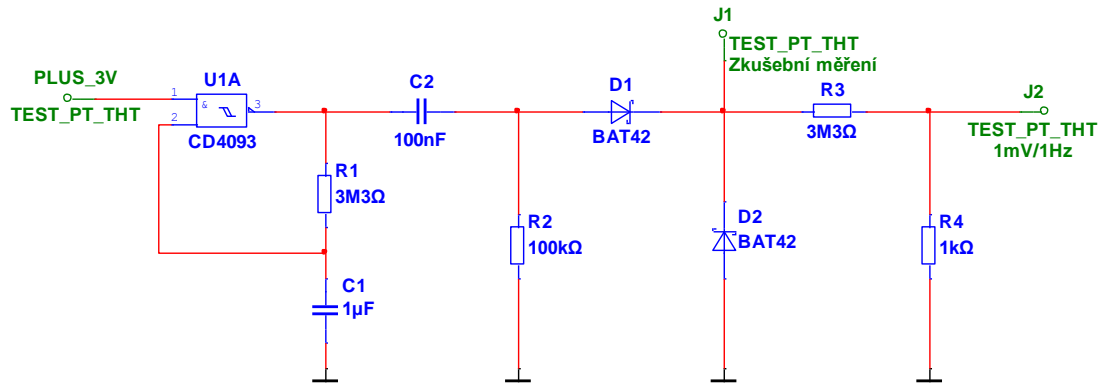


Požadovanou vlastností zdroje napětí je minimální vnitřní odpor a rušení v oblastech nízkých i vysokých kmitočetů. Pro eliminaci oscilací v jednotlivých frekvenčních pásmech slouží v zapojení dva kondenzátory – *elektrolytický* *C1*, který má výborné vlastnosti v oblasti nízkých kmitočetů a *keramický* *C2*, který se uplatňuje ve vyšších frekvencích.

40

### 7.3 Generátor impulsu

Funkčnost tohoto obvodu zabezpečuje samostatné napájení 3 V lithiovou baterií. Tento postup byl zvolen z toho důvodu, aby nebylo napájení symetrizátoru ovlivňováno dalšími prvky. Základ obvodu tvoří Schmittův klopný obvod *CD4093*. Jedná se o více klopných obvodů v jednom pouzdře. Pro účely této práce však poslouží pouze jeden takto zapojený obvod čipu.



Obrázek 23: Schéma generátoru impulsu

První blok tohoto zapojení plní samostatnou funkcionalitu generátoru obdélníkového impulsu o frekvenci  $f = 1\text{Hz}$  (viz kapitola 9, Obrázek 30). Kondenzátor *C2* společně s rezistorem *R2* zabezpečují vykreslení kladné a záporné špičky (Obrázek 31). Dioda *D1* umožňuje průchod kladného průběhu, zatímco dioda *D2* odstraní zápornou špičku signálu. Výstupní průběh bude tedy tvořen jen kladnými signály s kmitočtem 1 Hz (Obrázek 32).

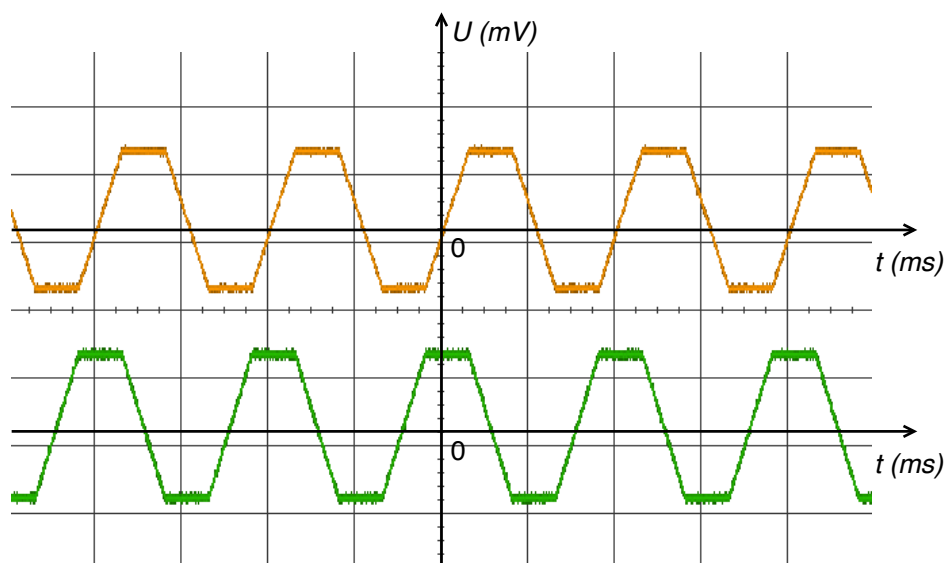
Veškerou funkcionalitu obvodu tvoří součástky popsány výše. Rezistory *R3* a *R4* slouží pouze k úpravě výstupní amplitudy signálu. Funkci obvodu je nutné proměřit před tímto napětovým děličem aby byl signál čitelný (zkušební *PIN J1*).

Výstupní signál tohoto zapojení slouží pro simulaci srdeční frekvence, proto by měl splňovat fyziologické hodnoty orgánu. Průběh (*PIN J2*) odpovídá amplitudě 1 mV a srdeční frekvenci 1 Hz (viz kapitola 9).

Na schéma zapojení, osazovací plán a návrh desky plošného spoje odkazuje příloha C.

## 7.4 Kalibrátor

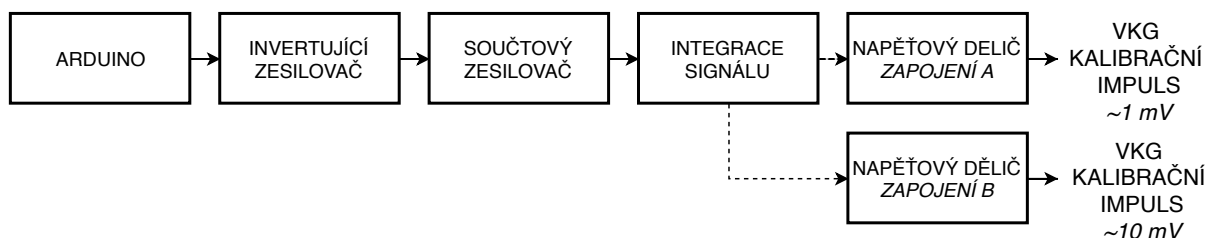
Kalibrace obvodu zahrnuje zobrazení signálu, díky kterému je možné stanovit správnost funkce všech kanálů zesilovače speiokardiogramu. Kalibrační impuls je možné generovat relativně libovolného tvaru (kruh, čtverec, obdélník...). U kalibrátoru s kruhovým průběhem by se hůře odečítaly hodnoty, případná deformace kruhu by byla špatně čitelná. Pro tuto práci byl zvolen čtvercový kalibrační průběh, kdy bylo potřeba dosáhnout specifických signálů na výstupu obvodu (Obrázek 24).



Obrázek 24: Průběh kalibračních signálů (zobrazení v normálním módu)

- První kanál (*CH1 – žlutý průběh*) odpovídá kalibračnímu průběhu kanálu X
- Druhý kanál (*CH2 – zelený průběh*) odpovídá kalibračnímu průběhu kanálu Y

V kapitole 6.2 je zmíněna nedostatečnost softwarového prostředí. Pro tuto skutečnost musely být do obvodu zařazeny i pomocné obvody, celkovou funkčnost daného bloku tedy zabezpečuje účelné spojení softwarových a hardwarových prvků.



Obrázek 25: Blokové schéma kalibrátoru

Pro genezi čtvercového kalibračního impulsu je nutné generovat dva lichoběžníkové impulsy, které jsou vůči sobě navzájem fázově posunuty o  $90^\circ$ . Vycházející z této myšlenky bylo potřeba postupovat systematicky a postupně.

Celkový postup jednotlivých obvodů je schematicky zobrazen na obrázku 25.

Nedostatkem prvního bloku *Arduina* byl kromě zmíněné nedostatečné vnitřní paměti i fakt, že daný mikrokontroler nedokáže generovat záporné hodnoty napětí, které jsou pro finální průběh napětí klíčové. Tady se přistupuje k prvnímu hardwarovému pomocnému obvodu, kdy jsou místo dvou samostatných signálů programově generovány 4 průběhy (*digitální výstupy D5–D8*) a dva z nich invertovány na požadované záporné hodnoty napětí (*D5 a D7*).



```
kalibracni_impuls_konecny | Arduino 1...
Soubor Úpravy Projekt Nástroje Nápověda

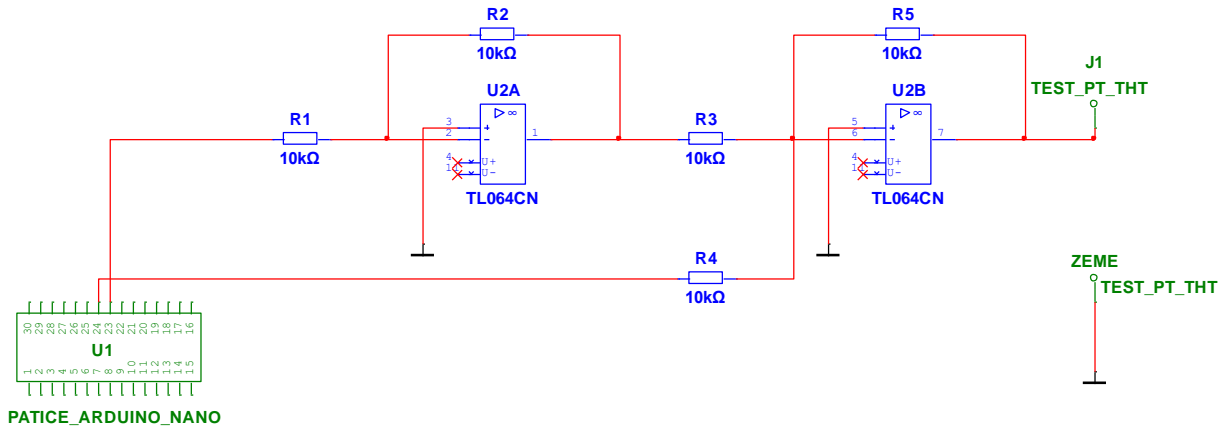
1 void setup() {
2   pinMode(5, OUTPUT);
3   pinMode(6, OUTPUT);
4   pinMode(7, OUTPUT);
5   pinMode(8, OUTPUT);
6 }
7
8 void loop() {
9   digitalWrite(5, HIGH);
10  delay(10);
11  digitalWrite(5, LOW);
12  digitalWrite(7, HIGH);
13  delay(10);
14  digitalWrite(6, HIGH);
15  digitalWrite(7, LOW);
16  delay(10);
17  digitalWrite(6, LOW);
18  digitalWrite(8, HIGH);
19  delay(10);
20  digitalWrite(8, LOW);
21 }

7 Arduino Nano, ATmega328P (Old Bootloader) na COM3
```

Obrázek 26: Program mikrokontroleru v prostředí ARDUINO IDE



Pro tento účel je využit již zmiňovaný operační zesilovač *TL064*, kdy jsou obvody (*U2A*) zapojeny jako invertující zesilovače (Obrázek 27). Výstupem těchto dvou bloků bude tedy dvojice kladných obdélníkových signálů a dvojice totožných invertovaných průběhů. Tento výstupní signál dosahuje záporných hodnot výstupního napětí operačních zesilovačů, toto napětí však odpovídá samostatnému celku, kdy nemá funkční výstupní hodnotu.



Obrázek 27: Zapojení digitálních výstupů mikrokontroleru *D7* a *D8*

Signál na výstupu invertujícího operačního zesilovače je nutné *spojit* s neinvertovaným průběhem, aby bylo docíleno jednotného celku. Pro tuto operaci je v obvodu využit součtový zesilovač (*U2B*), kdy stejné hodnoty rezistorů *R3*, *R4* a *R5* zabezpečují napěťové zesílení  $A = 1$ . Výstupem však bude signál, který bude součtem neinvertovaného a invertovaného průběhu. Takový signál je invertovaný. Platí vztah (9), to však pouze za předpokladu, že  $R3 = R4 = R5$ . [28]

$$-u_o = u_1 + u_2 \quad (9)$$

Výstupní signál musí odpovídat střídavému obdélníkovému průběhu s několika zpožděními v nulové hodnotě napětí (Obrázek 26). Zpoždění zapsané v programu *delay(10)* reprezentuje hodnotu 0,01 s. Tato hodnota odpovídá každému jednomu obdélníkovému průběhu z celkové periody 4 zobrazení. Pokud je tento časový údaj vynásoben každým zobrazením, výsledná obrácená hodnota odpovídá frekvenci 25 Hz (viz kapitola 9).

Posledním blokem tohoto celku jsou integrační obvody. Díky tomuto zapojení je možné upravit hrany původního signálu a *transformovat* tak původní obdélníkový signál na lichoběžníkové průběhy (Obrázek 24). Takové výstupní signály zabezpečují vykreslení ideálního čtverce (*XY zobrazení*), který v tomto případě bude sloužit jako kalibrační impuls (viz kapitola 9). Schéma zapojení, osazení a návrh desky plošného spoje je uveden v příloze D.

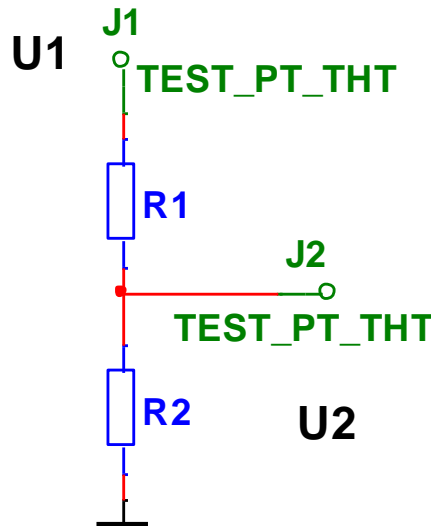
Následujícím prvkem v blokovém schématu kalibrátoru je *napěťový dělič*. Tento obvod již není součástí kalibračního celku. Pomocí něj je však zabezpečena regulace napětí na požadovanou úroveň pro zesilovač spaciokardiogramu. Výpočet jednotlivých hodnot napětí děličů je uveden v kapitole 7.5.1.

## 7.5 Pomocné obvody

Jednotlivé hlavní a vedlejší obvody by nebyly schopné plnit svou funkci samostatně. Proto bylo do celku nutno zařadit i pomocné obvody, díky kterým je možné zkompletovat a ucelit kompletní funkčnost přípravku a jednotlivých celků.

### 7.5.1 Napěťový dělič

Výstupem kalibrátoru je hodnota napětí o takové amplitudě, kterou není možné přivést na vstupy zesilovače spaciokardiogramu. Pro fyziologickou hodnotu napětí je nutné tuto amplitudu „uměle“ regulovat na  $\sim 1 \text{ mV}$ . Vychází se ze vzorce pro napěťový dělič (10).



Obrázek 28: Elektrické schéma napěťového děliče pro atenuaci napětí kalibrátoru

$$U_2 = U_1 \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (10)$$

Kdy je potřeba určit hodnoty rezistorů pro potřebné výstupní napětí  $\sim 1 \text{ mV}$  (vzorec 11). Při módu *AC* uvažujeme vstupní napětí děliče – výstupní napětí kalibrátoru ( $450 \text{ mV}$ ). Hodnota rezistoru  $R_2$  byla stanovena na  $4,7 \text{ k}\Omega$ . Vztah pro výpočet odporu  $R_1$  vychází ze vzorce (10).

$$R_{1A} = \frac{U_1 \cdot R_2 - U_2 \cdot R_2}{U_2} = \frac{450 \cdot 10^{-3} \cdot 4,7 \cdot 10^3 - 1 \cdot 10^{-3} \cdot 4,7 \cdot 10^3}{1 \cdot 10^{-3}} = 2110300 \doteq 2 \text{ M}\Omega \quad (11)$$

Pokud je snímán signál v módu *DC*, nedochází k závěrečnému zesílení konečným stupněm zesilovače spaciokardiogramu. Tento blok je v dané módu vyřazen a slouží jako napěťový sledovač, který je schopen zpracovat stejnosměrnou složku signálu. Tyto skutečnosti vedou k tomu, že snímáný signál má ve stejnosměrném módu malou amplitudu. To je vyřešeno dalším napěťovým děličem, kdy jsou hodnoty rezistorů přepočítány a výstupní hodnota napětí odpovídá  $\sim 10 \text{ mV}$  (vzorec 12). Díky tomu bude snímáný signál ve stejném řádu jako při *AC* módu.

$$R_{1B} = \frac{U_1 \cdot R_2 - U_2 \cdot R_1}{U_2} = \frac{450 \cdot 10^{-3} \cdot 100 - 10 \cdot 10^{-3} \cdot 100}{10 \cdot 10^{-3}} = 4400 \doteq 4,7 \text{ k}\Omega \quad (12)$$

Schéma děliče napětí s označením *zapojení A* i návrh desky plošného spoje je totožný s druhým stejnojmenným obvodem s označením *zapojení B*. Tady je však výstup všech kanálů jednotlivých napěťových děličů  $10 \text{ mV}$  a hodnoty rezistorů odpovídají odporům  $R1 = 4,7 \text{ k}\Omega$  a  $R2 = 100 \Omega$ .

Veškeré hodnoty rezistorů byly stanovovány podle odporové řady *E24*. Schémata a jednotlivé návrhy desek plošných spojů děličů napětí jsou uvedeny v příloze E.

### 7.5.2 Přepínač

Tento obvod obsahuje několik mikrotlačítek a přepínačů, které zabezpečují funkcionalitu měření samostatného kalibrátoru, nebo pacienta každým kanálem zapojení. Každý mikrospínač je propojen s *generátorem impulsů* a je možné testovat každý kanál zesilovače předtím, než se přejde ke kalibraci.

Pro návrh tohoto schématu je možné volit široké spektrum přepínačů a tlačítek, pro účelné spojení jednotlivých obvodů byly v tomto případě voleny mikrospínače s označením *TC-0109-T* a posuvné přepínače, označené jako *P-ESP101*. Podle jednotlivých katalogových listů byly při návrhu desky plošných spojů voleny rozměry takové, aby výstupy jednotlivých tlačítek a přepínačů přesně odpovídaly daným měděným kontaktům. [30][31]

Kompletní schéma zapojení a výsledná deska plošného spoje přepínače je uvedena v příloze F.

### 7.5.3 Ostatní obvody

Tyto obvody jsou v práci uvedeny pro úplnost. Jedná se o desku plošného spoje pro funkci napájecího obvodu generátoru impulsů a pro funkci tlačítek.

*Napájecí obvod generátoru*, jak už z názvu vyplývá, úzce souvisí se zkušebním obvodem. Napájení je zajištěno  $3 \text{ V}$  *lithiovou baterií* s označením CR2032 [32]. Deska plošného spoje je konstruována na daný typ baterie, kdy jsou jednotlivé měděné pole přesně odměřeny na držák stejného typu (příloha G.1) [33].

*Spínací deska*, jak by bylo možné nazvat druhý z obvodů je umístěna v krabici na dostupném místě a plní dvě funkce. *Hlavní tlačítko* [34] celkového napájení přípravku spíná 9 V baterii a tím dodává energii veškerým prvkům (vyjma zkušebního obvodu generátoru impulsů). Je označeno černým hmatníkem. *Zkušební tlačítko* spíná 3 V baterii zkušebního obvodu generátoru impulsů. Tento prvek je označen žlutým hmatníkem (příloha G.2).

## 7.6 Zobrazovací jednotka

Pro zobrazování je v tomto případě využit osciloskop. Charakter daného principu vyžaduje výsledné zobrazení v XY módu, kdy je signál Z zanedbán z důvodu prostorového zobrazení, a tedy je tento kanál projekce bezúčelový.

Režimy osciloskopu využit v této práci spočívají ve využití jednotlivých módů pro zobrazení. Je třeba využít klasický režim *Normal*, kdy je zobrazováno napětí na daném kanálu (CH) v závislosti na čase; ale i režim *XY* kdy jsou zobrazovány jednotlivá napětí. Osciloskop v režimu XY je schopen zobrazit závislost napětí (kanál CH1) na napětí (kanál CH2).

## 8 Výrobní proces desek plošných spojů

Pro tuto práci byla řada desek vyrobena na ústavu Vysoké školy báňské – Technické univerzity v Ostravě, některé desky byly vyrobeny v domácích podmínkách. Oba postupy vedly ke zdárnému závěru, avšak úplný proces byl naprosto odlišný.

Velkorozměrové desky (*zesilovač spaciokardiogramu, kalibrátor*) byly realizovány v prototypové laboratoři EB017, na VŠB–TUO, kde jsou desky s fotocitlivou vrstvou a využíván je princip fotocesty – konkrétně negativní fotocesta. Tato metoda sestává z několika jednotlivých kroků.

Nejprve se vytiskne návrh desky na průsvitnou plastovou fólii, kdy je důležité, aby byl návrh vytištěn v originální velikosti (100 %) a aby byla správná reflexe desky – kritické u desek s integrovanými obvody, kde kvůli chybné reflexi může dojít k úplnému přestavení jednotlivých pinů. Z desky plošného spoje se sejme ochranná fólie a přitiskne se na ni potištěná fólie s návrhem. Deska poté putuje do osvitové komory, kde na ni dopadá ultrafialové záření s vlnovou délkou  $\lambda = 1 - 400 \text{ nm}$ . Po expozici a po sejmutí fólie je patrné, že osvětlené části laku mají jiný odstín než neosvětlené. Při této výrobní metodě dochází k tomu, že ultrafialové záření *zjemní* vrstvičku fotocitlivého laku, která je při dalším kroku odstraněna. Tam kde záření nedopadlo je lak *utvrzen*.

Po expozici putuje deska do kádinky s vývojkou – uhličitán sodný ( $\text{Na}_2\text{CO}_3$ ). To má za následek sejmutí tenké vrstvy osvětleného laku. Je potřeba, aby deska nebyla v roztoku příliš dlouho, mohlo by dojít k odplavení veškerého laku. Deska musí být vyjmuta z lázně tehdy, pokud se odplaví pouze všechny osvětlený lak – je patrná pouze vrstva mědi, nijak neznečištěná namodralým lakem. Doba vyvolání je různá, záleží na koncentraci uhličitanu.

Neméně důležitý bod výroby je zarovnání hran desky. Tím je docíleno toho, že je omezena měděná plocha působení kyseliny a tím je redukována možnost podleptání plošného spoje. Tento krok je důležitý zejména u leptání desek plošných spojů v agresivnějších kyselinách např. kyselina chlorovodíková sycena peroxidem vodíku.

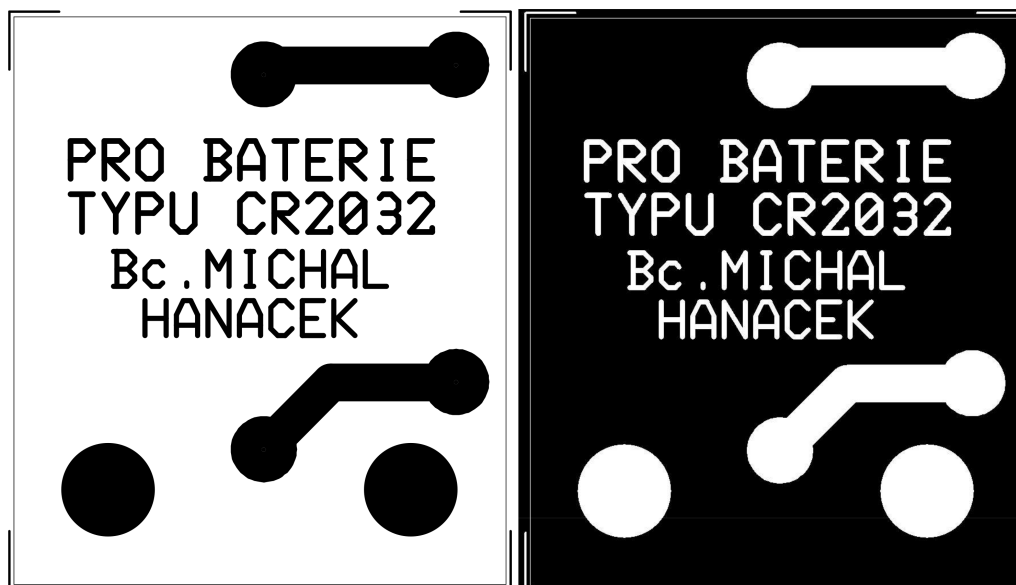
Prototypová laboratoř je uzpůsobena na leptání desek v lázni persíranu sodného ( $\text{Na}_2\text{SO}_8$ ). Tento roztok nejlépe reaguje s mědí při teplotě  $40 - 45^\circ\text{C}$ , proto je v lázni umístěn ohřívač, díky kterému je možné zvýšit teplotu na optimální. Při reakci s měděnou fólií dochází k uvolňování síranu měďnatého ( $\text{CuSO}_4$ ), lidově známého jako skalice modrá, proto je posléze roztok zbarvený do namodralé barvy. Doba leptání je různá, záleží na koncentraci persíranu.

Následuje sejmutí poslední části zbylého fotocitlivého laku. Deska je vložena do kádinky s hydroxidem sodným ( $\text{NaOH}$ ). Tady se přibližně po 2 minutách naruší poslední vrstva laku, chránící měděnou fólii, a odplaví se. Plošný spoj je nyní zcela bez ochrany proti oxidaci — pokud se nechá na vzduchu příliš dlouho, tvoří se na povrchu mědi oxid, tzv. *měděnka* ( $\text{CuO}$ ), která je

nevodivá. Zamezujeme se tomu dvěma způsoby – nastříkáním měděné plochy desky speciálním lakem (*FLUX*); nebo natření kalafunou rozpuštěnou v technickém líhu.

Při realizaci v domácích podmínkách byla využita technika *nažehlování*, kdy byl návrh vytištěn na křídový papír a ten byl přitisknut na desku plošného spoje. Zahřátím papíru dojde k přenesení návrhu na plošný spoj. Aby došlo k co nejideálnějšímu přenosu, musí být deska očištěná a odmaštěná. Po nahřátí desky společně s návrhem putuje deska do kádinky s vodou, kde dochází k postupnému sloupávání křídového papíru z desky plošného spoje. Pokud je deska hůře očištěná nebo mastná, dochází k chybám metody, a tedy k nedokonalému přenosu laku na desku a ty mohou vést k chybnému leptání. V takových případech je možné využít lihový fix pro korekturu jednotlivých lakových nedokonalostí (líh částečně odpuzuje kyselinu a chrání měděnou vrstvu). K samotnému leptání je využita chlorovodíková kyselina (*HCl*) syčená peroxidem vodíku ( $H_2O_2$ ).

Pro ochranu měděné vrstvy před oxidací je v této práci využita kalafuna rozpuštěná v technickém líhu. Při použití pájky se jednalo o slitinu *SnPb*, a tedy 63% cín s příměsí olova (37 %). Tato slitina kovů má pro pájení nejlepší vlastnosti (teplota tání v poměru se smáčivostí). Toxicita olova bohužel omezila tuto slitinu na užití pouze v malovýrobních procesech.



Obrázek 29: Pozitivní fotocesta (*vlevo*); negativní fotocesta (*vpravo*)

## 9 Testování

Tato kapitola se zabývá vykreslením jednotlivých průběhů napětí. Zahrnuje měření zkušebních obvodů (kapitoly 7.3, 7.4) a měření samotného zesilovače spaciokardiogramu (kapitola 7.1). Kapitola symetrizátoru (7.2) je z této části práce vynechána z důvodu nepotřebnosti zobrazení jednotlivých napěťových výstupů napájecího obvodu. Tento obvod byl změřen pouze multimetrem<sup>2</sup>.

K měření byl využit čtyřkanálový osciloskop<sup>3</sup> firmy Agilent Technologies. Signál byl zobrazován v *normal* módu, ale i v módu *XY*. Problematika vykreslování signálu v *XY* módu spočívala v jednotlivých pulsacích signálu. Z výsledných průběhů spaciokardiogramu (*XY zobrazení*) proto nebylo možné na snímcích definovat průběh signálu. Tento problém byl řešen přepnutím režimu zobrazení osciloskopu z *Normálního* do módu *Vysokého rozlišení*. Přístroj v tomto režimu zobrazuje pouze úzkou stopu pixelů charakterizující signál. Další funkce, která byla využita pro stálejší průběh signálu je tzv. *Persistence*, neboli *výdrž signálu*. Kdy jsou jednotlivá vykreslení zobrazována se „stínem minulého průběhu“. Uživatel si může zvolit jak dlouho po vykreslení bude průběh ještě čitelný (v tomto případě  $Time = 1,0\text{ s}$ ).

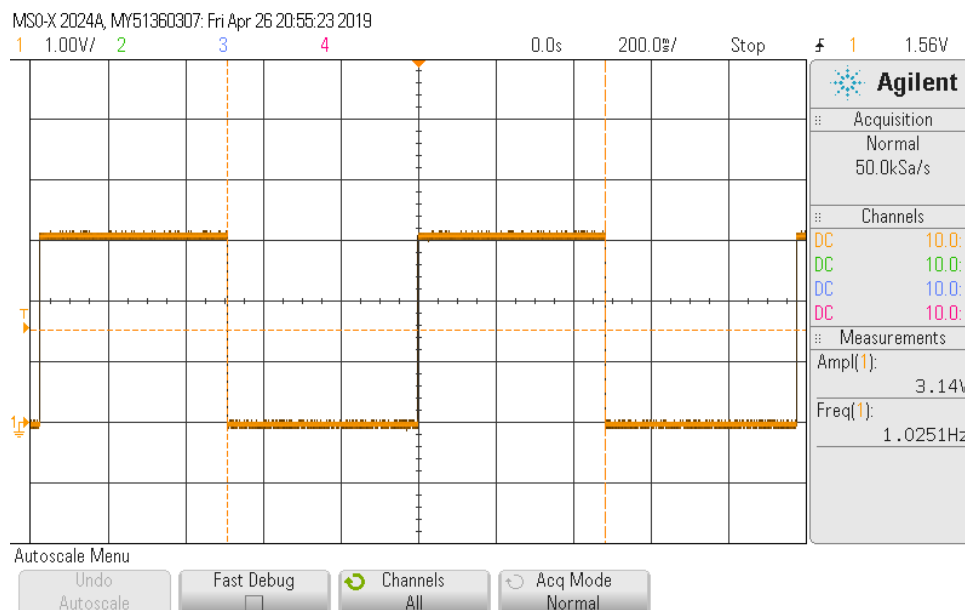
Velkým problémem při měření záznamu na pacientovi byl přechodový odpor mezi prostředím *pacient* a *elektroda*. Tento odpor je třeba snížit ideálně na co nejmenší hodnotu. Toho bylo docíleno povrchové úpravy pokožky a navlhčením klipsových končetinových elektrod. Pokožka byla nejprve obroušena jemným brusným papírem (*jemnost 1000*) a následně ještě odmaštěna technickým lihem. Končetinové elektrody byly navlhčeny roztokem chloridu sodného (*NaCl*). Pro měření svodů *X*, *Y* a *Z* byly využity nalepovací elektrody, probíhala tedy jen povrchová úprava pokožky.

---

<sup>2</sup>Multimetr UT33C s.n. 811018177

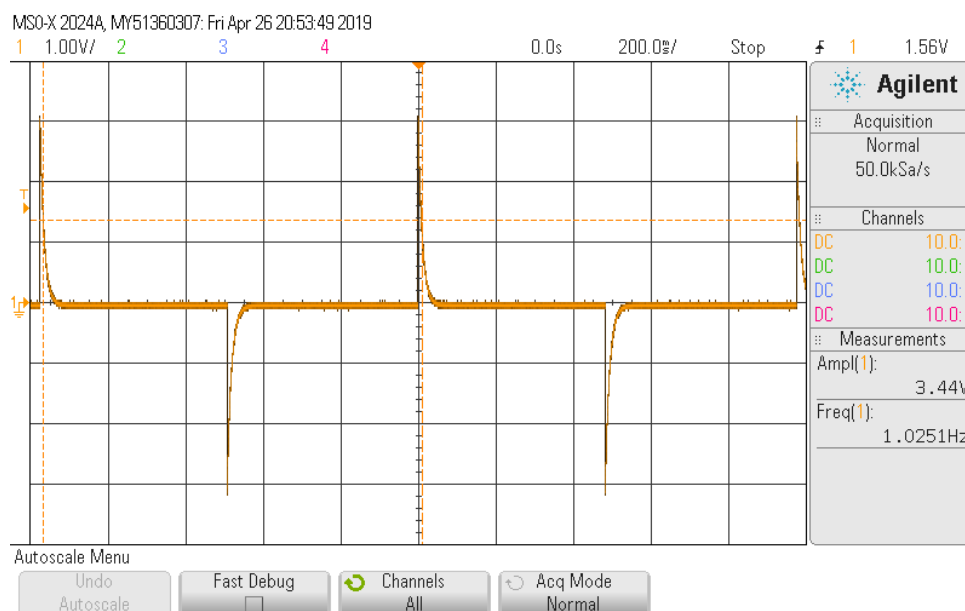
<sup>3</sup>Osciloskop MSOX2024A s.n. MY51360307

## 9.1 Generátor Impulsu



Obrázek 30: Výstupní signál obvodu CD4093

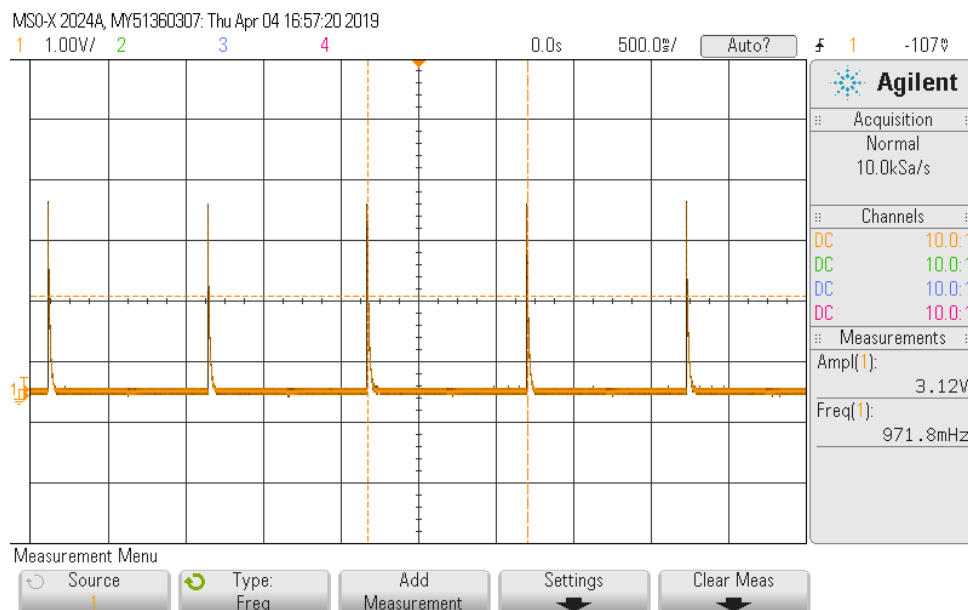
Kde první kanál (*CH1 – žlutý průběh*) odpovídá obdélníkovému průběhu s frekvencí  $f = 1 \text{ Hz}$ . Výstupní amplituda signálu ( $U = 3,14 \text{ V}$ ) bude upravena následujícími částmi obvodu (viz kapitola 7.3).



Obrázek 31: Signál generátoru impulsů před úpravou diodami BAT42

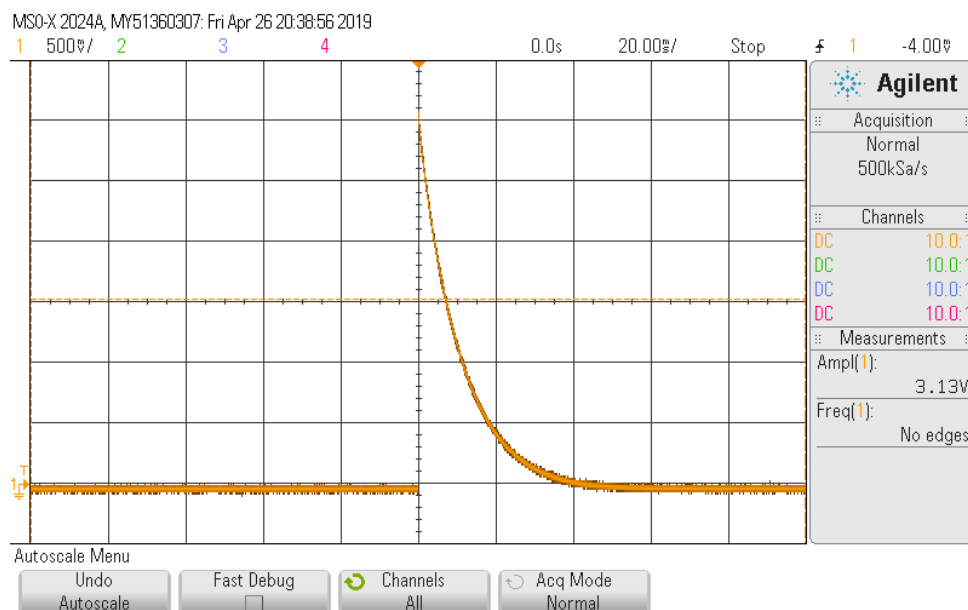
Kde žlutý signál odpovídá kladnému i zápornému průběhu generovanými součástkami  $C2$  a  $R2$ .





Obrázek 32: Signál generátoru impulsu – *testovací PIN J1*

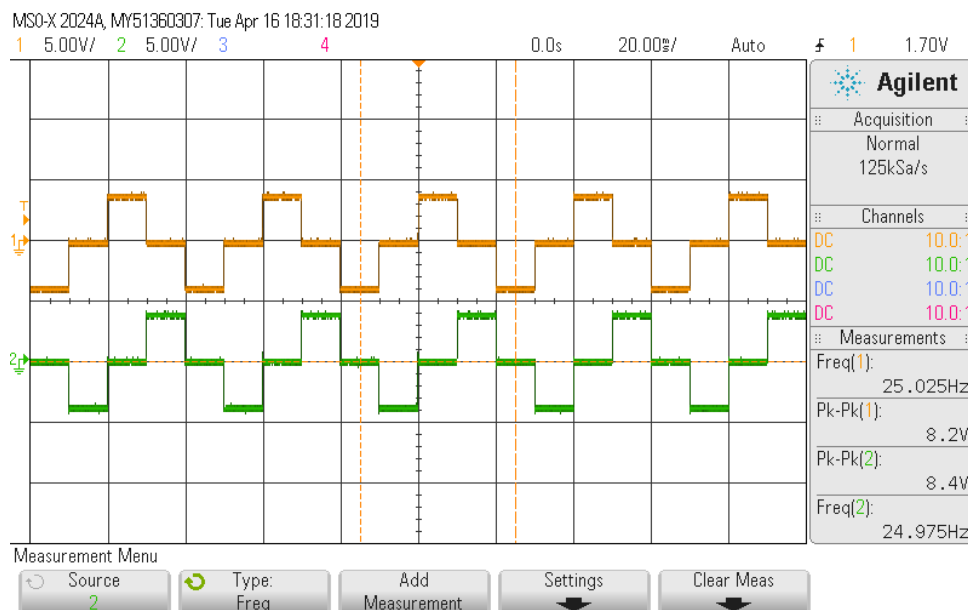
Kde žlutý signál odpovídá pouze kladnému průběhu napětí. Kladný průběh propustila dioda *D1*, záporný byl eliminován diodou *D2*.



Obrázek 33: Signál generátoru impulsu – *testovací PIN J1 (detail)*

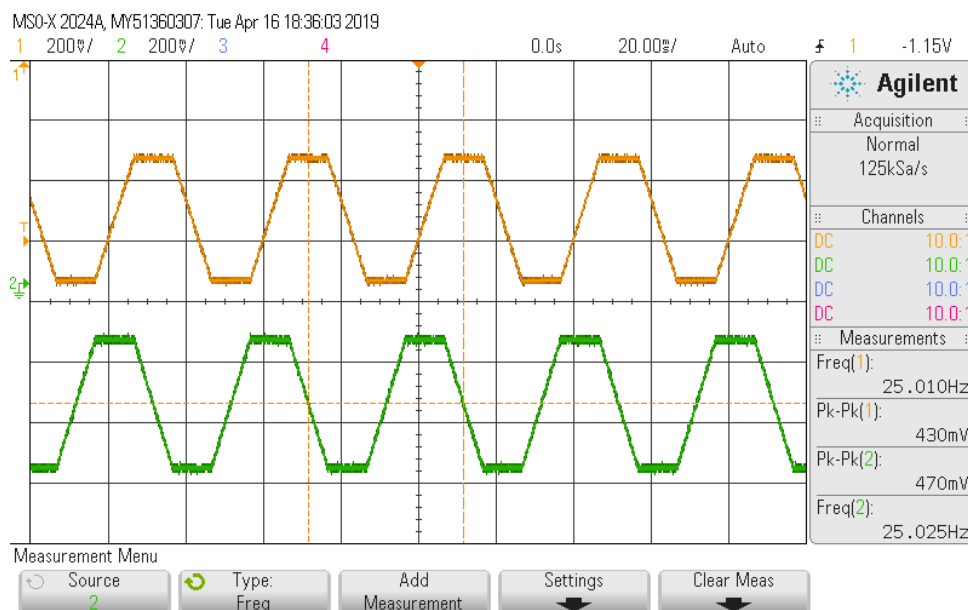
Kde první kanál (*CH1* – žlutý průběh) odpovídá výslednému napětovému pulsu generátoru impulsů. Měření probíhalo před atenuací signálu.

## 9.2 Kalibrátor



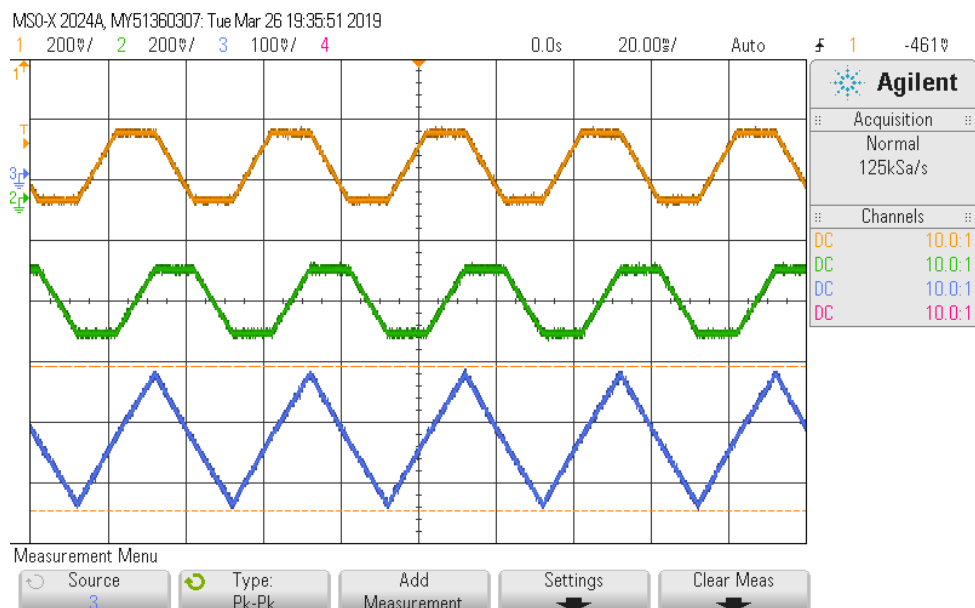
Obrázek 34: Testovací piny  $T1$  a  $T2$  kalibrátoru

Kde první kanál ( $CH1$  – žlutý průběh) odpovídá výstupu sumátoru signálu X a druhý kanál ( $CH2$  – zelený průběh) odpovídá výstupu sumátoru signálu Y.



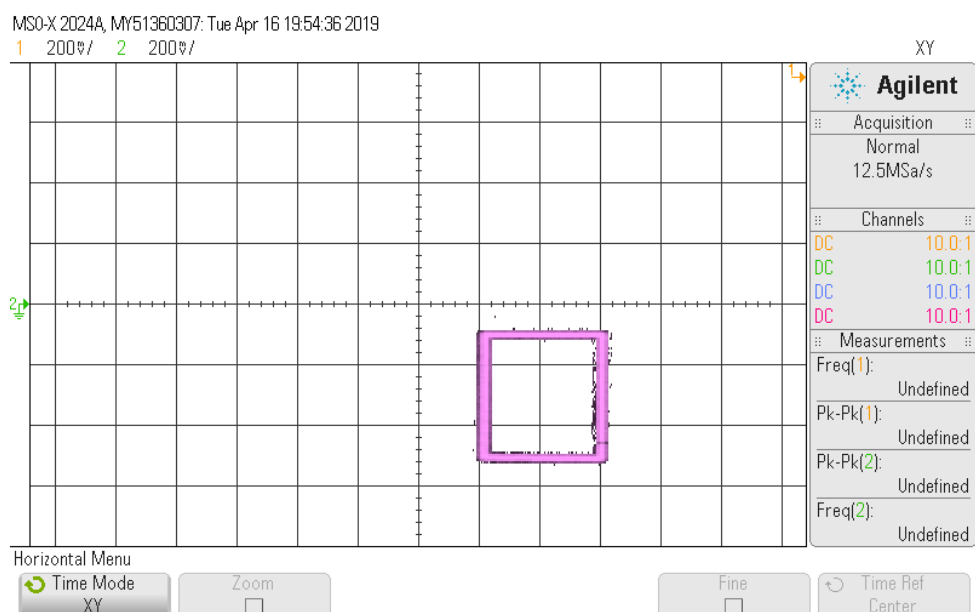
Obrázek 35: Výstupní signály X, Y kalibrátoru (normální zobrazení)

Kde první kanál ( $CH1$  – žlutý průběh) odpovídá konečnému výstupu kalibrátoru signálu X a druhý kanál ( $CH2$  – zelený průběh) odpovídá konečnému výstupu kalibrátoru signálu Y.



Obrázek 36: Výstupní signály X, Y, Z kalibrátoru (normální zobrazení)

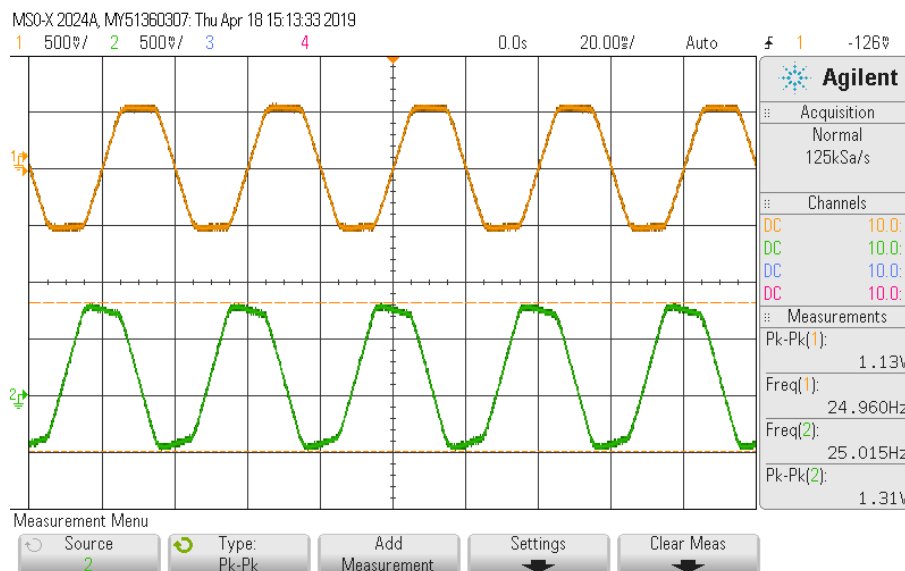
Kde první kanál (*CH1 – žlutý průběh*) odpovídá konečnému výstupu kalibrátoru signálu X, druhý kanál (*CH2 – zelený průběh*) odpovídá konečnému výstupu kalibrátoru signálu Y a třetí kanál (*CH3 – modrý průběh*) odpovídá konečnému výstupu kalibrátoru signálu Z.



Obrázek 37: Výstupní signály X, Y kalibrátoru (XY zobrazení)

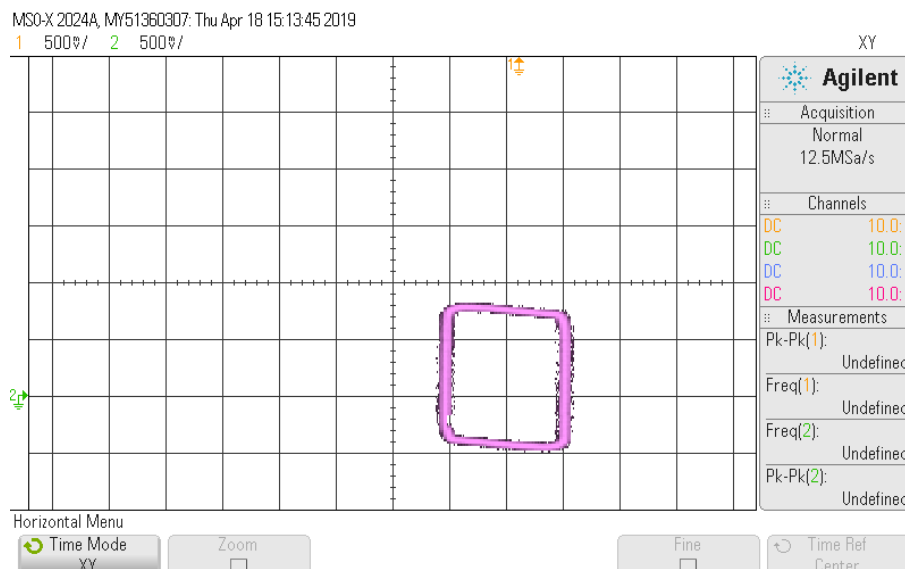
## 9.3 Zesilovač spaciokardiogramu

### 9.3.1 Mód AC (měření kalibrátoru)



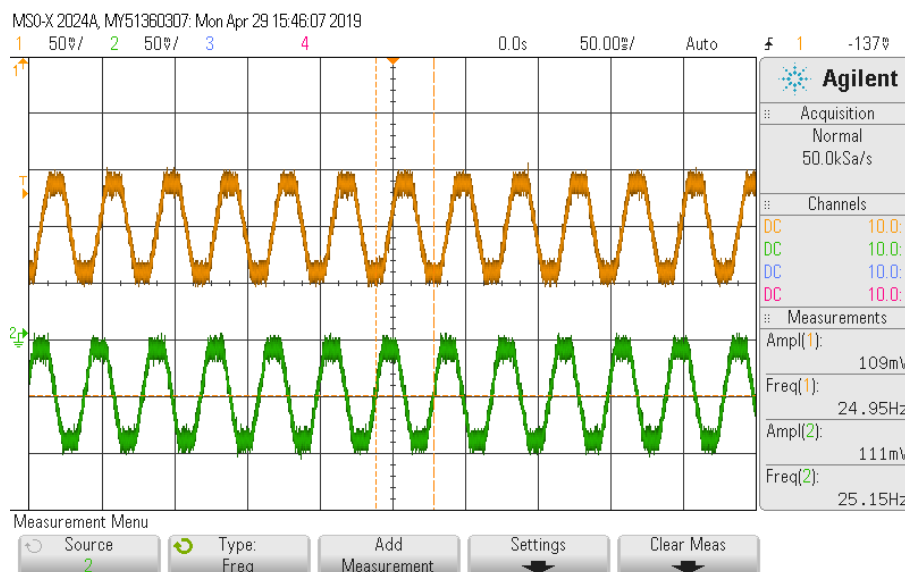
Obrázek 38: Výstupní signály  $X$ ,  $Y$  zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (normální zobrazení) – kalibrátor

Kde první kanál ( $CH1$  – žlutý průběh) odpovídá výstupu zesilovače kanálu  $X$  a druhý kanál ( $CH2$  – zelený průběh) odpovídá výstupu zesilovače signálu  $Y$ ; při přivedených kalibračních impulsech  $X$ ,  $Y$  a AC módu zapojení.



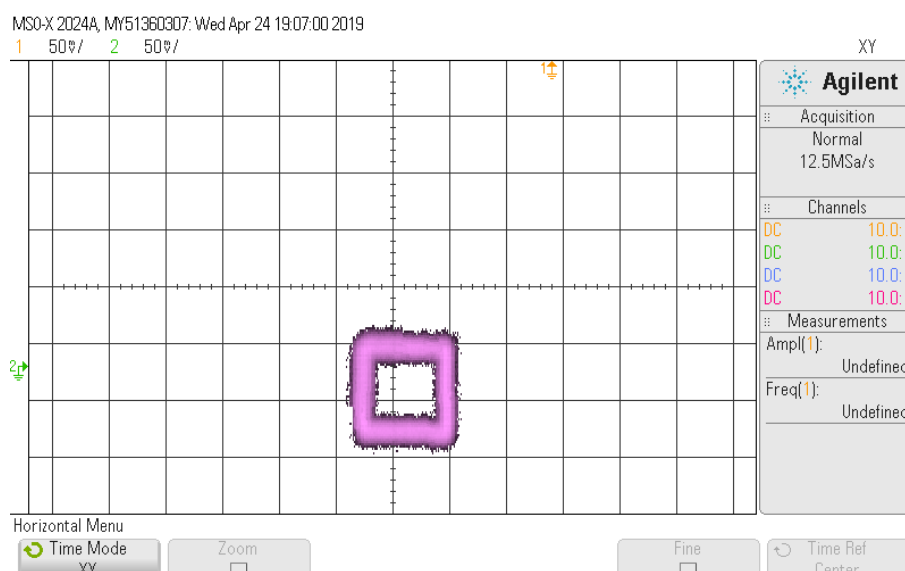
Obrázek 39: Výstupní signály  $X$ ,  $Y$  zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (XY zobrazení) – kalibrátor

### 9.3.2 Mód DC (měření kalibrátoru)



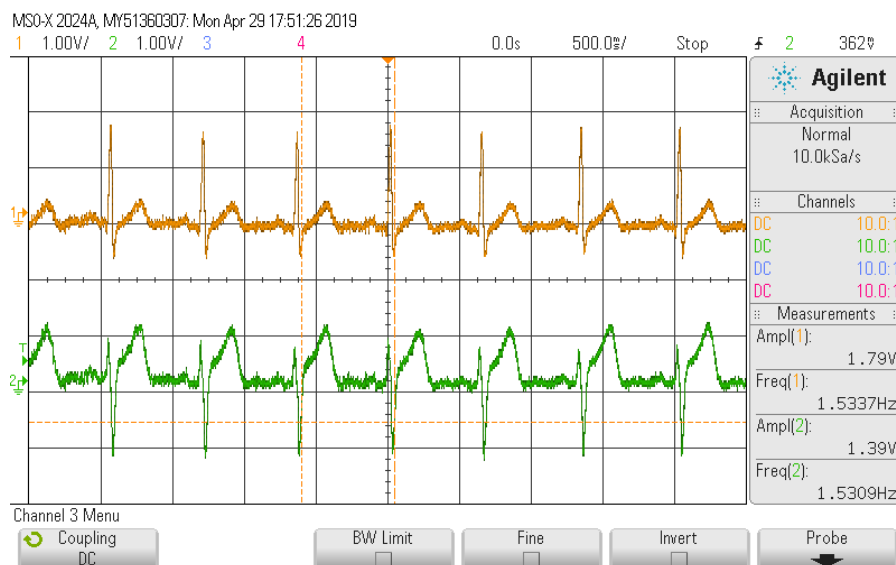
Obrázek 40: Výstupní signály  $X$ ,  $Y$  zesilovače spaciokardiogramu – DC mód (normální zobrazení) – kalibrátor

Kde první kanál ( $CH1$  – žlutý průběh) odpovídá výstupu zesilovače kanálu  $X$  a druhý kanál ( $CH2$  – zelený průběh) odpovídá výstupu zesilovače signálu  $Y$ ; při přivedených kalibračních impulsech  $X$ ,  $Y$  a DC módu zapojení.



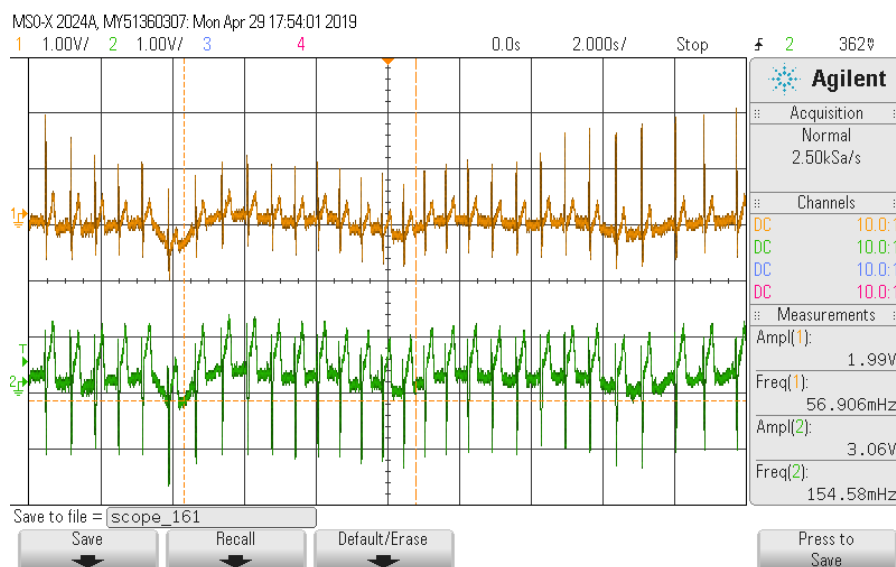
Obrázek 41: Výstupní signály  $X$ ,  $Y$  zesilovače spaciokardiogramu – DC mód (XY zobrazení) – kalibrátor

### 9.3.3 Mód AC (měření pacienta)



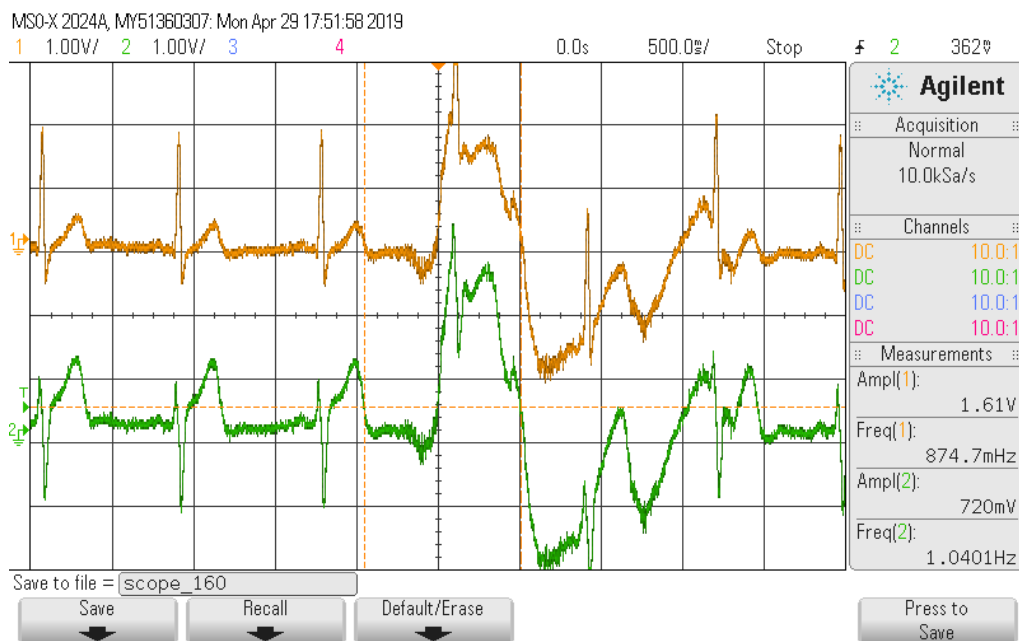
Obrázek 42: Výstupní signály  $X$ ,  $Y$  zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (normální zobrazení) – pacient

Kde první kanál ( $CH1$  – žlutý průběh) odpovídá výstupu zesilovače kanálu  $X$  a druhý kanál ( $CH2$  – zelený průběh) odpovídá výstupu zesilovače signálu  $Y$ ; při připojení elektrod  $X$  a  $Y$  podle obrázku 16.



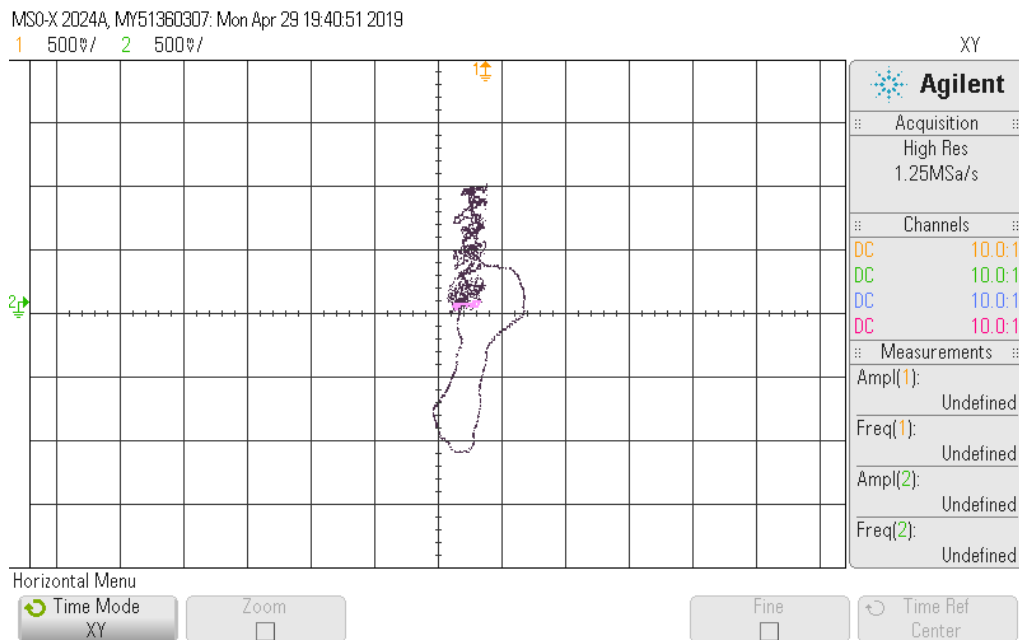
Obrázek 43: Výstupní signály  $X$ ,  $Y$  zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (normální zobrazení) – pacient (nádech a výdech)

Kde žlutý průběh odpovídá výstupu zesilovače kanálu  $X$  a zelený průběh výstupu zesilovače signálu  $Y$ ; při připojení elektrod  $X$ ,  $Y$  a při nádechu a usilovném výdechu.



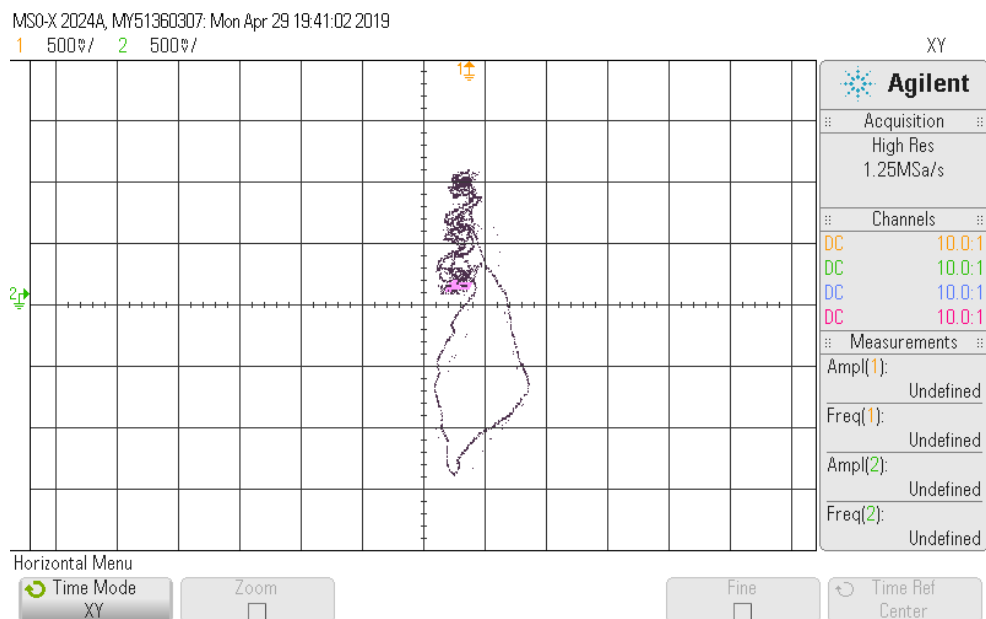
Obrázek 44: Výstupní signály  $X$ ,  $Y$  zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (normální zobrazení) – pacient (pohybové artefakty)

Kde žlutý průběh odpovídá výstupu zesilovače kanálu  $X$  a zelený průběh výstupu zesilovače signálu  $Y$ ; při připojení elektrod  $X$ ,  $Y$  a při úmyslných pohybových artefaktech.



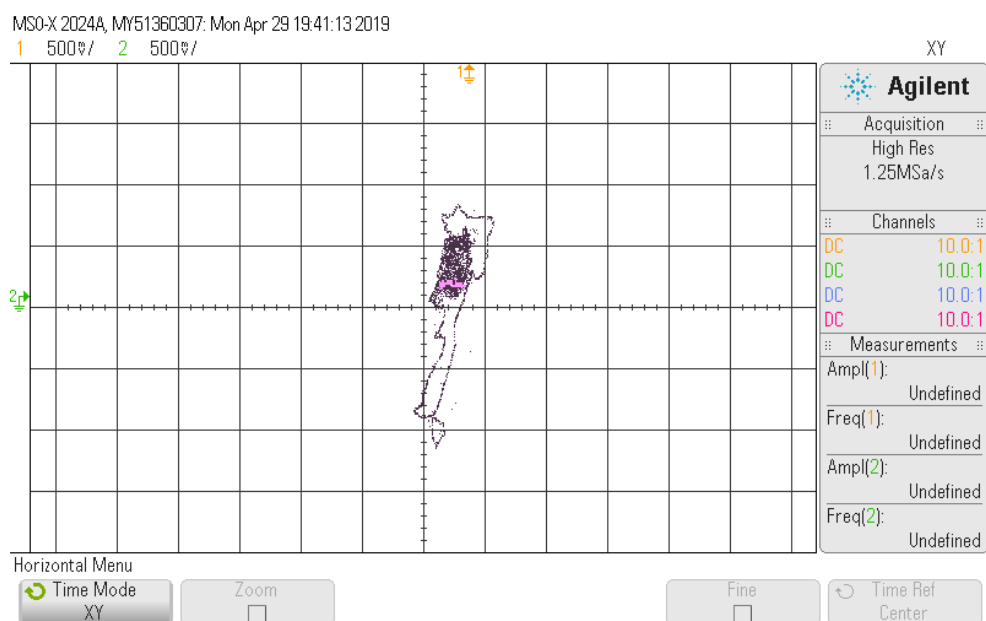
Obrázek 45: Výstupní signály  $X$ ,  $Y$  zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (XY zobrazení) – pacient

Zobrazení spaciokardiogramu normální dechové frekvence (normální zobrazení na obrázku 42).



Obrázek 46: Výstupní signály  $X$ ,  $Y$  zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (XY zobrazení) – pacient (usilovný nádech)

Zobrazení spaciokardiogramu usilovného nádechu (normální zobrazení nádechu a výdechu uvádí obrázek 43).

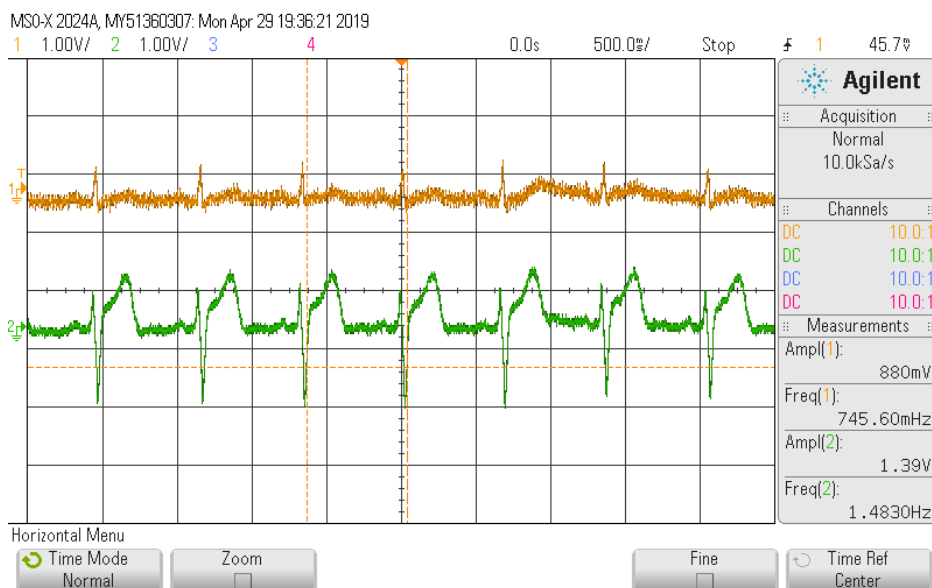


Obrázek 47: Výstupní signály  $X$ ,  $Y$  zesilovače spaciokardiogramu – AC mód (XY zobrazení) – pacient (usilovný výdech)

Zobrazení spaciokardiogramu usilovného výdechu (normální zobrazení nádechu a výdechu uvádí obrázek 43).

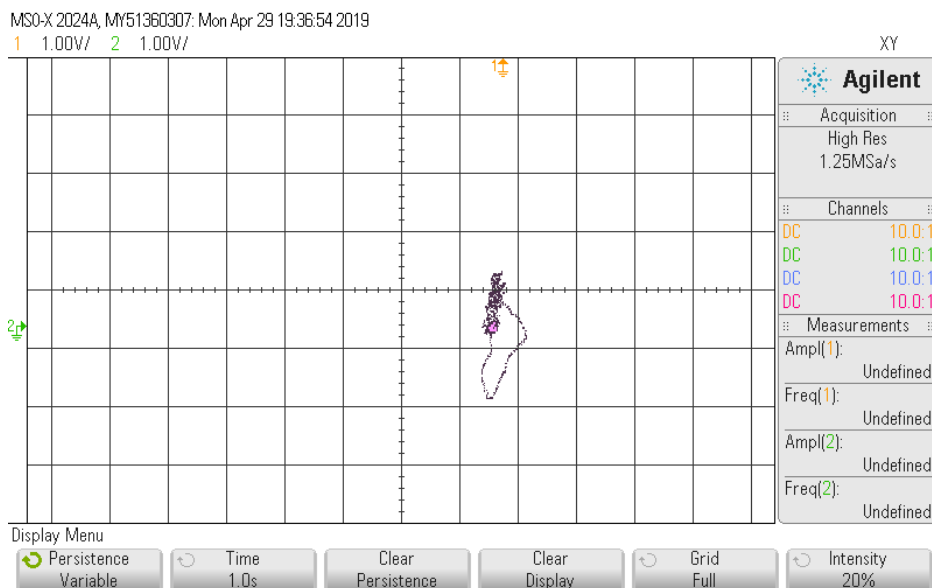


### 9.3.4 Mód DC (měření pacienta)



Obrázek 48: Výstupní signály  $X$ ,  $Y$  zesilovače spaciokardiogramu – DC mód (normální zobrazení) – pacient

Kde první kanál ( $CH1$  – žlutý průběh) odpovídá výstupu zesilovače kanálu  $X$  a druhý kanál ( $CH2$  – zelený průběh) odpovídá výstupu zesilovače signálu  $Y$ ; při připojení elektrod  $X$  a  $Y$  podle obrázku 16.



Obrázek 49: Výstupní signály  $X$ ,  $Y$  zesilovače spaciokardiogramu – DC mód (XY zobrazení) – pacient

Zobrazení spaciokardiogramu normální dechové frekvence (normální zobrazení na obrázku 48).

## 9.4 Výsledky testování

Při správné funkci jednotlivých kanálů by měla být odezva na vstupní impuls generátoru s nelineárním náběhem, kdy v maximu začíná exponenciálně sestupovat ke svému minimu a tady i překročí minimální hodnotu, následně dochází k ustálení průběhu. Nelinearita strmosti náběhu funkce je produktem horního mezního kmitočtu, zatímco podkmit je produktem dolního mezního kmitočtu.

Průběhy kalibrátoru (viz 9.2) odpovídají výslednému součtu funkčních signálů kladného a záporného napětí generovaného mikrokontrolerem (Obrázek 34). Aktuální zobrazení neodpovídá požadované hodnotě. Podle blokového schématu na obrázku 25, musí být signál upraven následujícím finálním blokem (Obrázek 35). Výstupem kalibrátoru (XY) zobrazení je dokonalý čtverec, který slouží jako kalibrační impuls. Zabezpečuje čitelnou deformaci útvaru a tím potvrzení správnosti zapojení.

Správný průběh kalibračního impulsu (Obrázek 37) přivedený na vstupy zapojení zesilovače spaciokardiogramu způsobuje na jeho výstupech deformaci jako u samotného impulsu. Dochází ke dvěma samostatným jevům, k *rotaci* a k *zaoblení rohů* signálu. Rotace je produktem dolního mezního kmitočtu, deformace je způsobena horním mezním kmitočtem. Pokud je uvažován AC mód zapojení, dochází k rotaci, která je způsobena kondenzátorem *C1* a diodami *D2*, *D3*; deformace je způsobena kondenzátorem *C2* a rezistorem *R6* (Obrázek 39). Pokud zapojení pracuje v DC módu dochází pouze k účinkům deformace výstupního signálu. Rotace je u tohoto módu zapojení eliminována odpojením filtru dolní propusti (Obrázek 41).

Měření na pacientovi probíhalo, stejně jako na kalibrátoru, ve dvou módech. Na *normální zobrazení* odkazují obrázky 42, 43 a 44 pro AC mód, a obrázek 48 pro DC mód. V každé z těchto podkapitol je v závěsu za normálním zobrazením uveden i *XY mód*. Z důvodu větší amplitudy bylo možné provádět v AC zobrazení i experimentální měření: nádech, výdech (Obrázek 43) v normálním módu; samotný nádech (Obrázek 46) a výdech (Obrázek 47) v XY módu.

Při nádechu a výdechu pacienta bylo možné pozorovat v normálním zobrazení výchylky amplitudy (Obrázek 43), kdy tato skutečnost poukazuje na změny impedance hrudníku při dýchání. Tento průběh je patrný i při vykreslení signálu v XY zobrazení, kdy jsou průběhy spaciokardiogramu rovněž rozdílné (Obrázek 46 a 47).

## 10 Závěr

Hlavním cílem této práce bylo vytvořit přípravek pro měření srdečního vektoru, který minimalizuje účinek síťového rušení a který je schopen měřit signál nejen v celosvětově užívané AC vazbě, ale také v DC módu. Celé zapojení a samotná funkcionality duality jednotlivých módů je zabezpečena jednotlivými přepínači přímo na desce plošného spoje. Celkem devět samostatných obvodů pracujících jako celek zabezpečují integritu přípravku, což je dáno i krabičkou, jejíž návrh probíhal na přesné rozměry desek plošných spojů.

Všechny návrhy schémat a desek plošných spojů byly zhotoveny v návrhových programech od firmy National Instruments. Jedná se o dva samostatné programy, které ale pracují jako celek. Program *NI MultiSim*, který mimo tvorbu schémat umožňuje i simulovat daný obvod a ověřit tak jeho funkčnost a program *NI Ultiboard*, sloužící k tvorbě desek plošných spojů. Pro záměr koncepce celé diplomové práce pod stejnojmennou firmu měl být použit i grafický programovací jazyk programu *NI LabVIEW*. Tento kód však nakonec nebyl využit z důvodů uvedených v kapitole 6.2. Místo grafického programování bylo využito jazyku C a prostředí určeného právě pro Arduino, tzv. *Arduino IDE*. Pro celistvost celého přípravku byla navržena krabička v programu FreeCAD (příloha H).

U samotného návrhu a pozdější realizaci desek plošných spojů bylo třeba si uvědomit a dbát na správnou orientaci desek. Kdy bylo nutné například situovat jednotlivé vstupy a výstupy na správné strany desky. Dalším důležitým aspektem byla reflexe při tisku návrhu (pro správné umístění jednotlivých pinů integrovaných obvodů) a 100% rozměr návrhu. Výrobní proces využíval plošných spojů s fotocitlivou vrstvou a metodu negativní fotocesty (viz kapitola 8).

Jednotlivé prvky soustavy, ať už se jedná o *hlavní* nebo *vedlejší* obvody splňují požadované vlastnosti podle postupných postupů a systematického řešení. Stanovené kmitočty hlavního obvodu částečně korelují s doporučením pro snímání biologického signálu Americké kardiologické asociace (AHA) pro frekvenční limity jednotlivých filtrů (přesné hodnoty kmitočtových omezení jsou uvedeny v kapitole 7.1). Jednotlivé módy zobrazení (AC, nebo DC) je schopen uživatel zvolit pomocí přepínačů.

Postupnost jednotlivých kroků by měla být dodržena i u zkušebních obvodů, kdy je potřeba nejprve přivést na hlavní obvod *zesilovače spaciokardiogramu* impuls simulující srdeční funkcionality ze zkušebního obvodu *generátoru impulsů*. Pokud jsou takto otestovány všechny kanály zapojení, je možné přejít k samotné kalibraci *kalibrátorem*.

Mikrokontroler Arduina, který je v práci využit skýtá mnohá úskalí, především co se týká funkcionality v oblasti záporné geneze napětí a minimální vnitřní paměti (viz kapitoly 6.2 a 7.4). Původní myšlenka zpracovat kalibrační signál čistě softwarově nemohla být realizovatelná a musely být do obvodu zařazeny i vedlejší hardwarové prvky. Především v kapitole 7.4 musela

být dodržena systematičnost – generovat samostatně jednotlivé signály a následně je upravit na požadovaný průběh. Díky testovacím pinům, které byly zařazeny do obvodu *kalibrátoru* bylo možné kontrolovat jednotlivé průběhy a ujistit se tak o správnosti řešení daného problému (viz kapitola 9).

Obvody napěťových děličů jsou rozděleny na *obvod A* a *obvod B*. Oba se shodují v návrhu desky plošného spoje, ale hodnoty rezistorů a tím i výstupní napětí jednotlivých zapojení je rozdílné. Pro totožnou hodnotu napětí na výstupu *zesilovače spaciokardiogramu* je třeba rozdílné zesílení pro AC i DC mód zapojení. Výstupní amplitudy obvodu napěťového děliče *A* dosahuje hodnot  $\sim 1\text{ mV}$  (AC mód), zatímco obvodu *B* hodnot  $\sim 10\text{ mV}$  (DC mód). Nutnost rozdílnosti jednotlivých výstupních napětí obvodů je popsána v kapitole 7.5.1.

Za cenu DC polarizace, kvůli které je možné pouze nízké zesílení výsledného signálu, je získán kardiogram, který není deformovaný dolním mezním kmitočtem a zkreslením (Obrázek 41). Laufbergerův systém je opřen o Wilsonův potenciál, který je situován do oblasti myokardu a navíc průměruje polarizační napětí elektrod. Součástí každé elektrody v zapojení obvodu je indikátor stavu odpojení, díky kterému jsme schopni určit správný kontakt s kůží pacienta (princip činnosti je popsán v kapitole 7.1).

Zhotovený výrobek funguje jako prototyp. Jednotlivé desky plošných spojů jsou rovněž označeny jako *no.01*. Další verzí tohoto modulu by mohlo být vyhotovení celého zapojení a jednotlivých obvodů technologií povrchové montáže. Díky této technologii by bylo možné realizovat *zesilovač spaciokardiogramu* a obvod *kalibrátoru* na jedinou oboustrannou desku. Stejná funkcionality by mohla být realizována díky stejným rozměrům na desky *napěťových děličů*, *symetrizátoru* a *svorky W*. Tato technika výroby by zabezpečila razantní rozměrové zmenšení, a tak lepší prostorové využití přípravku.

## Literatura

- [1] *Zpráva o zdraví obyvatel České republiky* [online]. Praha: Ministerstvo zdravotnictví České republiky, 2014 [cit. 2018-11-17]. Dostupné z: Zpráva o zdraví obyvatel ČR (PDF)
- [2] LAUFBERGER, Vilém. *Malá tajemství života*. Praha: Nakladatelství Československé akademie věd, 1960, s. 64.
- [3] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York: OXFORD UNIVERSITY PRESS, 1995.
- [4] NETTER, Frank H. *Netterův anatomický atlas člověka*. Brno: Computer Press, 2010. ISBN 978-80-251-2248-8.
- [5] NAŇKA, Ondřej, Miloslava ELIŠKOVÁ a Oldřich ELIŠKA. *Přehled anatomie*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-612-0.
- [6] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 2., přeprac. a rozš. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-716-9311-1.
- [7] RUTTKAY-NEDECKÝ, Ivan. *Elektrické pole srdce: úvod do ortogonální elektrokardiografie a vektorkardiografie*. Bratislava: Veda, 1983.
- [8] Ion Channel Screening Service. *Profacgen* [online]. USA [cit. 2018-12-27]. Dostupné z: <https://www.profacgen.com/>
- [9] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [10] LAUFBERGER, Vilém. *Malá tajemství života*. Praha: Nakladatelství Československé akademie věd, 1960.
- [11] FRANK, Ernest. An Accurate, Clinically Practical System For Spatial Vectorcardiography: SYSTEM FOR SPATIAL VECTORCARDIOGRAPHY. *Circulation*. 1956, (Volume XIII), 737-749.
- [12] CHOU, Te-Chuan, SURAWICZ, Borys a Charles FISCH, ed. *SEMINAR ON THE CHANGING ROLE OF ELECTROCARDIOGRAPHY IN CLINICAL PRACTICE II: When Is the Vectorcardiogram Superior to the Scalar Electrocardiogram ?*. 1986, 791-799.
- [13] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 1. 3., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [14] VOŽDA, Michal. *Časoprostorová analýza vektorkardiografických záznamů*. Ostrava, 2016. Disertační práce. VŠB – Technická univerzita Ostrava.

- [15] LAUFBERGER, Vilém. *Malá tajemství života*. Praha: Nakladatelství Československé akademie věd, 1960, s. 86.
- [16] KUBĚNA, Zdeněk. *PŘEDZPRACOVÁNÍ EKG SIGNÁLU PRO DETEKCI VÝZNAMNÝCH BODŮ*. Brno, 2010. Bakalářská práce. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ. Vedoucí práce Ing. Martin Vítek.
- [17] KLIGFIELD, Paul, Leonard S. GETTES, James J. BAILEY, et al. Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. *Circulation*. 2007, 115(10), 1306-1324. DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180200. ISSN 0009-7322. Dostupné také z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180200>
- [18] TL074 Low noise JFET quad operational amplifier: Datasheet. *STMICROELECTRONICS* [online katalogový list]. [cit. 2019-04-07]. Dostupné z: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/242235/STMICROELECTRONICS/TL074.html>
- [19] TL06xx Low Power JFET-Input Operational Amplifiers: Datasheet. *TEXAS INSTRUMENTS* [online katalogový list]. [cit. 2019-04-07]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tl062.pdf>
- [20] LM386 Low Voltage Power Amplifier: Datasheet. *TEXAS INSTRUMENTS* [online katalogový list]. 2004 [cit. 2019-03-04]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm386.pdf>
- [21] KLINKOVSKÝ, Tomáš. *Návrh a konstrukce zdravotnické přístrojové techniky*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3109-1.
- [22] LabVIEW: NATIONAL INSTRUMENTS. *Czech.ni* [online]. [cit. 2019-04-11]. Dostupné z: <http://czech.ni.com/labview>
- [23] VI Package Manager: Discover, Create, and Install LabVIEW Add-ons. *Vipm.jki* [online]. [cit. 2019-04-11]. Dostupné z: <https://vipm.jki.net/>
- [24] LINX: Intro to LINX. *LabVIEWMakerHub* [online]. [cit. 2019-04-11]. Dostupné z: <https://www.labviewmakerhub.com/doku.php?id=libraries:linx:start>
- [25] ARDUINO: Redefining the Learning Experience One Classroom at a Time. *Arduino* [online]. [cit. 2019-04-11]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/>
- [26] ATmega48A/PA/88A/PA/168A/PA/328/P.: Datasheet. *ATMEL 8-BIT MICROCONTROLLER WITH 4/8/16/32KBYTES* [katalogový list]. [cit. 2019-04-07].
- [27] 1N4004: Axial Lead Standard Recovery Rectifiers [online katalogový list]. [cit. 2019-04-07]. Dostupné z: <https://www.alliedelec.com/m/d/bb9a259448b14928d5192be2c57eb9df.pdf>
- [28] PUNČOCHÁŘ, Josef. *Operační zesilovače v elektronice*. 5. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2002. ISBN 80-730-0059-8.

- [29] 1N4148 SILICON EPITAXIAL PLANAR DIODE: Datasheet. *VIGAN* [online katalogový list]. [cit. 2019-04-07]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.220-003.1.pdf>
- [30] Mikrospínač TC-0109-T: Datasheet. *WEALTH METAL FACTORY* [online katalogový list]. 2007 [cit. 2019-03-04]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.630-020.2.pdf>
- [31] Posuvný spínač P-ESP101: Datasheet. [online katalogový list]. [cit. 2019-03-04]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.631-263.1.pdf>
- [32] CR2032 Lithium Button Cell: PRODUCT SPECIFICATION. *Westinghouse* [online katalogový list]. 2006 [cit. 2019-04-07]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.542-092.2.pdf>
- [33] Držák baterie do DPS pro CR2032: Datasheet. (*kompatibilita: CR2016, CR2015, CR2032*) [online katalogový list]. 2008 [cit. 2019-04-07]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.819-121.2.pdf>
- [34] Tlačítkový spínač s aretací do DPS 2-pólový přepínací ON-ON.: Technické specifikace. *rozměry a spínací parametry* [online katalogový list]. [cit. 2019-04-07]. Dostupné z: <https://www.gme.cz/tlacitkovy-spinac-b1702a>

## Seznam příloh

Příloha A.....	Zesilovač spaciokardiogramu
Příloha B.....	Stejnoseměrný symetrizátor
Příloha C.....	Generátor impulsů
Příloha D.....	Kalibrátor
Příloha E.....	Napěťový dělič
Příloha F.....	Přepínač
Příloha G.....	Ostatní obvody
Příloha H.....	Krabička přípravku
Příloha I.....	přílohové CD

Všechna schémata a návrhy desek plošných spojů, návrh krabičky i její 3D model je přiložen na CD.

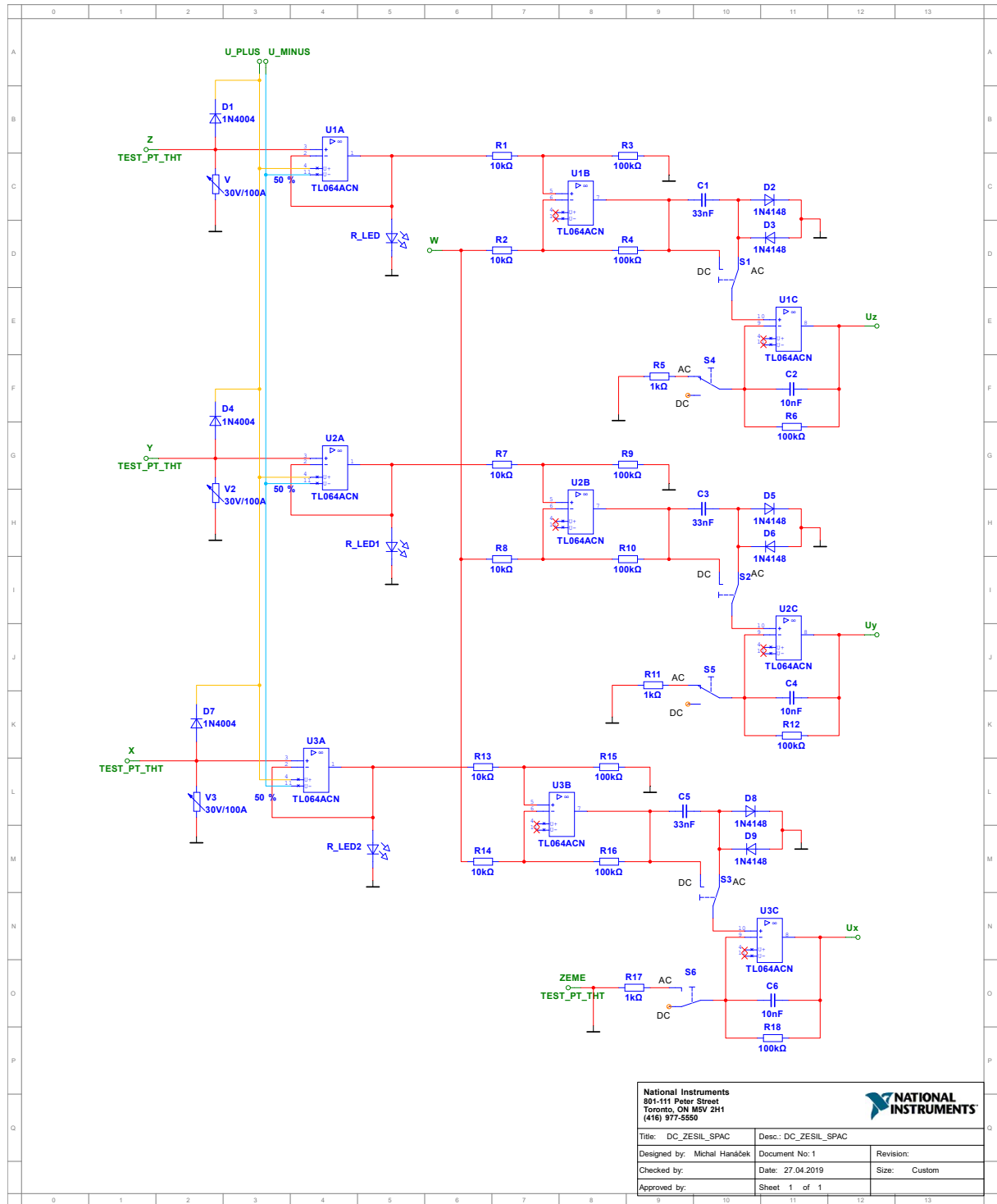
Pro charakter dané diplomové práce je nutné uvést veškeré použité schémata, návrhy desek plošných spojů a osazení součástek. Veškeré návrhy jsou vytvořeny v softwaru od firmy National Instrument. Schémata jsou zhotoveny v programu NI MultiSim, návrhy desek plošných spojů jsou zhotoveny v programu NI Ultiboard. Oba programy spolu komunikují, proto nemůže dojít k chybné záměně součástky nebo hodnoty z důvodu nekompatibility programů.

Uvedené projekce desek plošných spojů neodpovídá skutečné velikosti (100% *rozměru*). Značná část schémat odpovídá z důvodu lepší čitelnosti 140% *rozměru*. Návrhy desek plošných spojů, provedeny v návrhovém programu NI Ultiboard, mají *rozměr* 100 % (a tedy odpovídají měřítku 1:1). Díky tomu je možná správná fyzická realizace jednotlivých obvodů.



## A Zesilovač spaciokardiogramu

### A.1 Schéma zapojení zesilovače spaciokardiogramu



## A.2 Seznam součástek zesilovače spaciokardiogramu

27.04.2019 11:38:06

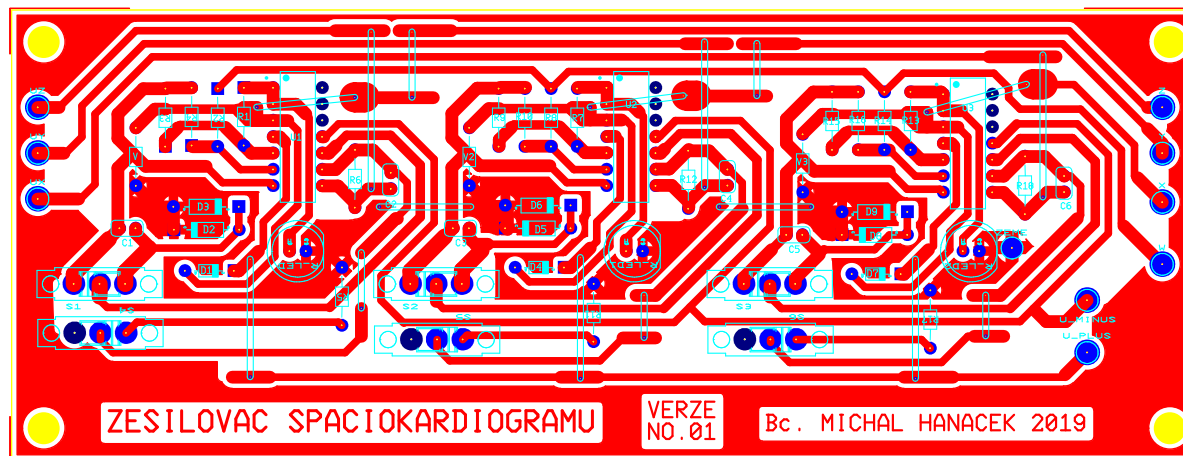
Components Data (From Document: DC\_ZESIL\_SPAC)

Page 1

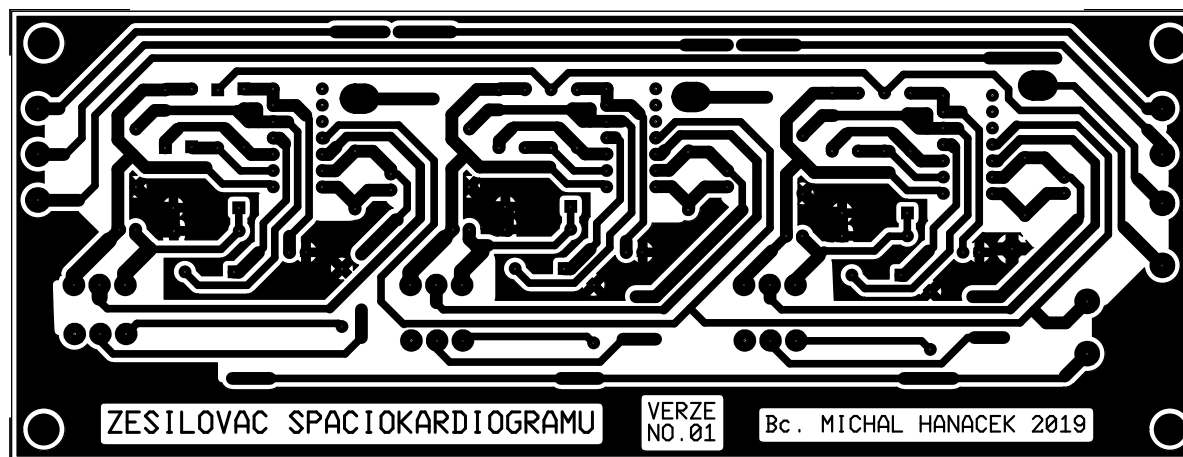
RefDes	Sheet	Family	Value	Manufacturer	Package	Label	Coordinate X/	Rotation
C1	DC_ZESIL_SPAC	CAPACITOR	33nF	IPC-2221A/2222	CAPR250-500X250X550		C10	Unrotated
C2	DC_ZESIL_SPAC	CAPACITOR	10nF	IPC-2221A/2222	CAPR250-500X250X550		F11	Unrotated
C3	DC_ZESIL_SPAC	CAPACITOR	33nF	IPC-2221A/2222	CAPR250-500X250X550		H10	Unrotated
C4	DC_ZESIL_SPAC	CAPACITOR	10nF	IPC-2221A/2222	CAPR250-500X250X550		K11	Unrotated
C5	DC_ZESIL_SPAC	CAPACITOR	33nF	IPC-2221A/2222	CAPR250-500X250X550		L9	Unrotated
C6	DC_ZESIL_SPAC	CAPACITOR	10nF	IPC-2221A/2222	CAPR250-500X250X550		O11	Unrotated
D1	DC_ZESIL_SPAC	DIODE		ON Semiconductor	Axial Lead-2(CASE 59-10U)	1N4004	B2	Rotated -90
D2	DC_ZESIL_SPAC	SWITCHING_DIODE	1N4148	National Semiconductor	DO-35		C11	Unrotated
D3	DC_ZESIL_SPAC	SWITCHING_DIODE	1N4148	National Semiconductor	DO-35		D11	Rotated 180
D4	DC_ZESIL_SPAC	DIODE		ON Semiconductor	Axial Lead-2(CASE 59-10U)	1N4004	G2	Rotated -90
D5	DC_ZESIL_SPAC	SWITCHING_DIODE	1N4148	National Semiconductor	DO-35		H11	Unrotated
D6	DC_ZESIL_SPAC	SWITCHING_DIODE	1N4148	National Semiconductor	DO-35		H11	Rotated 180
D7	DC_ZESIL_SPAC	DIODE		ON Semiconductor	Axial Lead-2(CASE 59-10U)	1N4004	K2	Rotated -90
D8	DC_ZESIL_SPAC	SWITCHING_DIODE	1N4148	National Semiconductor	DO-35		L10	Unrotated
D9	DC_ZESIL_SPAC	SWITCHING_DIODE	1N4148	National Semiconductor	DO-35		M10	Rotated 180
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			D2	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			D5	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			D11	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			F8	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			H2	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			J5	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			H11	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			K8	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			M2	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			M5	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			M11	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			P8	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			C9	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			G9	Unrotated
Ground	DC_ZESIL_SPAC	POWER_SOURCES		Generic			L9	Unrotated
R1	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		C7	Unrotated
R2	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		D7	Unrotated
R3	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	100kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		C9	Unrotated
R4	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	100kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		D9	Unrotated
R5	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	1kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		F9	Unrotated
R6	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	100kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		G11	Unrotated
R7	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		G7	Unrotated
R8	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		I7	Unrotated
R9	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	100kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		G9	Unrotated
R10	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	100kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		I9	Unrotated
R11	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	1kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		J9	Unrotated
R12	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	100kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		K11	Unrotated
R13	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		L6	Unrotated
R14	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		M6	Unrotated
R15	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	100kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		L8	Unrotated
R16	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	100kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		M8	Unrotated
R17	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	1kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		O9	Unrotated
R18	DC_ZESIL_SPAC	RESISTOR	100kΩ	IPC-2221A/2222	RES900-300X200		P11	Unrotated
R_LED	DC_ZESIL_SPAC	LED		Ultiboard	LED9R2_5V		D5	Unrotated
R_LED1	DC_ZESIL_SPAC	LED		Ultiboard	LED9R2_5V		H5	Unrotated
R_LED2	DC_ZESIL_SPAC	LED		Ultiboard	LED9R2_5V		M5	Unrotated
S1	DC_ZESIL_SPAC	SWITCH		Generic	SPDT		D10	Rotated -90
S2	DC_ZESIL_SPAC	SWITCH		Generic	SPDT		I10	Rotated -90
S3	DC_ZESIL_SPAC	SWITCH		Generic	SPDT		N10	Rotated -90
S4	DC_ZESIL_SPAC	SWITCH		Generic	SPDT		F10	Rotated 180
S5	DC_ZESIL_SPAC	SWITCH		Generic	SPDT		K10	Unrotated
S6	DC_ZESIL_SPAC	SWITCH		Generic	SPDT		O9	Unrotated
U1	DC_ZESIL_SPAC	OPAMP	TL064ACN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		C4	Unrotated
U1	DC_ZESIL_SPAC	OPAMP	TL064ACN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		C8	Unrotated
U1	DC_ZESIL_SPAC	OPAMP	TL064ACN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		E11	Unrotated
U2	DC_ZESIL_SPAC	OPAMP	TL064ACN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		G4	Unrotated
U2	DC_ZESIL_SPAC	OPAMP	TL064ACN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		H8	Unrotated
U2	DC_ZESIL_SPAC	OPAMP	TL064ACN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		J11	Unrotated
U3	DC_ZESIL_SPAC	OPAMP	TL064ACN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		L4	Unrotated
U3	DC_ZESIL_SPAC	OPAMP	TL064ACN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		L8	Unrotated
U3	DC_ZESIL_SPAC	OPAMP	TL064ACN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		N11	Unrotated
U_MINUS	DC_ZESIL_SPAC	HEADERS_TEST		Generic	TEST_PT_THT		A3	Unrotated
U_PLUS	DC_ZESIL_SPAC	HEADERS_TEST		Generic	TEST_PT_THT		A3	Unrotated
Ux	DC_ZESIL_SPAC	HEADERS_TEST		Generic	TEST_PT_THT		N12	Rotated 90
Uy	DC_ZESIL_SPAC	HEADERS_TEST		Generic	TEST_PT_THT		J12	Rotated 90
Uz	DC_ZESIL_SPAC	HEADERS_TEST		Generic	TEST_PT_THT		E12	Rotated 90
V	DC_ZESIL_SPAC	VARIABLE_RESISTOR		IPC-2221A/2222	RES900-300X200	30V/100A	C2	Rotated -90
V2	DC_ZESIL_SPAC	VARIABLE_RESISTOR		IPC-2221A/2222	RES900-300X200	30V/100A	H2	Rotated -90
V3	DC_ZESIL_SPAC	VARIABLE_RESISTOR		IPC-2221A/2222	RES900-300X200	30V/100A	L2	Rotated -90
W	DC_ZESIL_SPAC	HEADERS_TEST		Generic	TEST_PT_THT		D6	Rotated -90
X	DC_ZESIL_SPAC	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		L1	Rotated -90
Y	DC_ZESIL_SPAC	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		G1	Rotated -90
Z	DC_ZESIL_SPAC	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		B1	Rotated -90
ZEME	DC_ZESIL_SPAC	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		O8	Rotated -90

### A.3 Návrh desky plošného spoje zesilovače spaciokardiogramu

Utitiboard-DC\_ZESIL\_SPAC - 21.04.2019 - 16:55:57

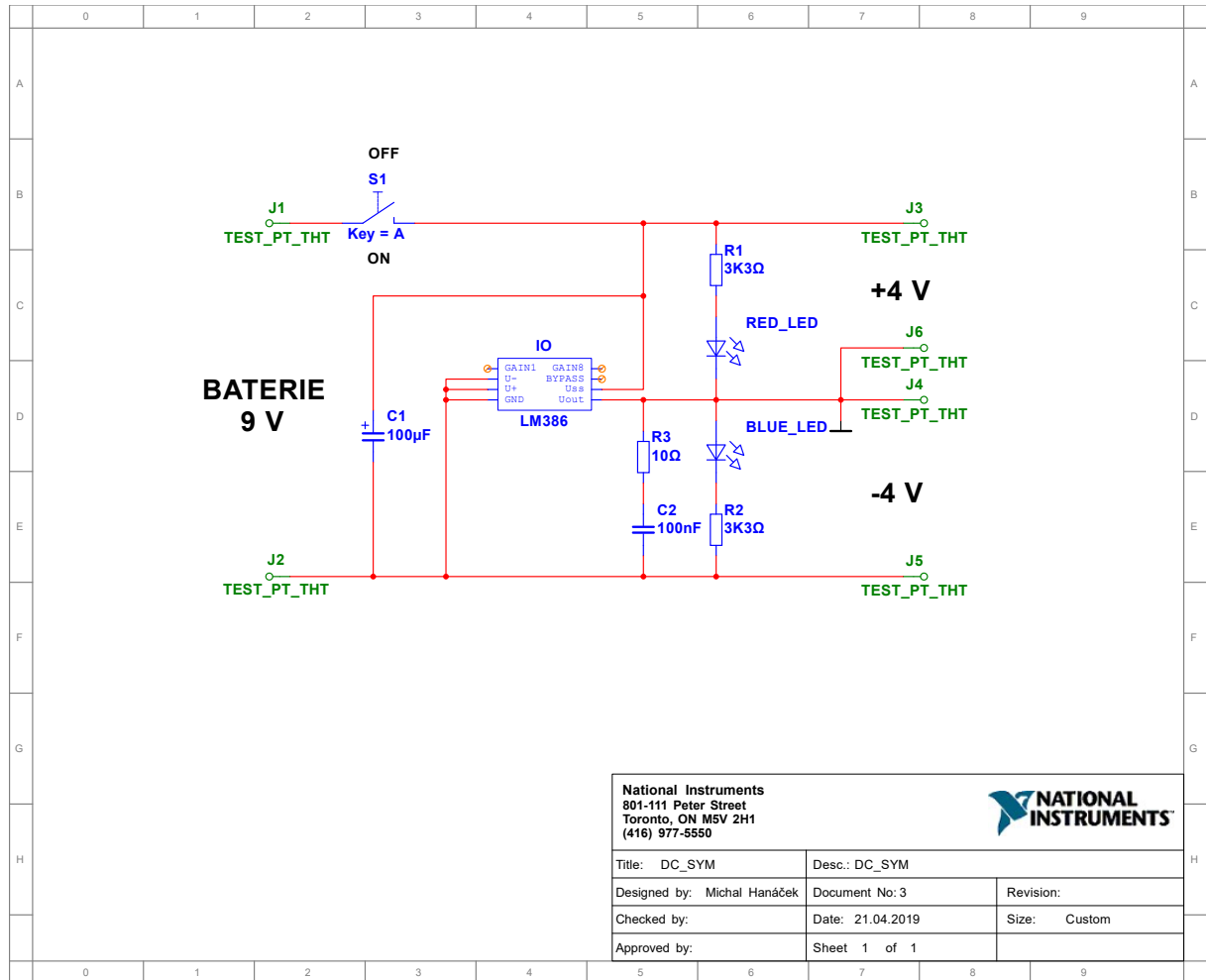


Utitiboard-DC\_ZESIL\_SPAC - 21.04.2019 - 16:55:26



## B Stejnosměrný symetrizátor

### B.1 Schéma zapojení stejnosměrného symetrizátoru



### B.2 Seznam součástek stejnosměrného symetrizátoru

21.04.2019 11:43:41

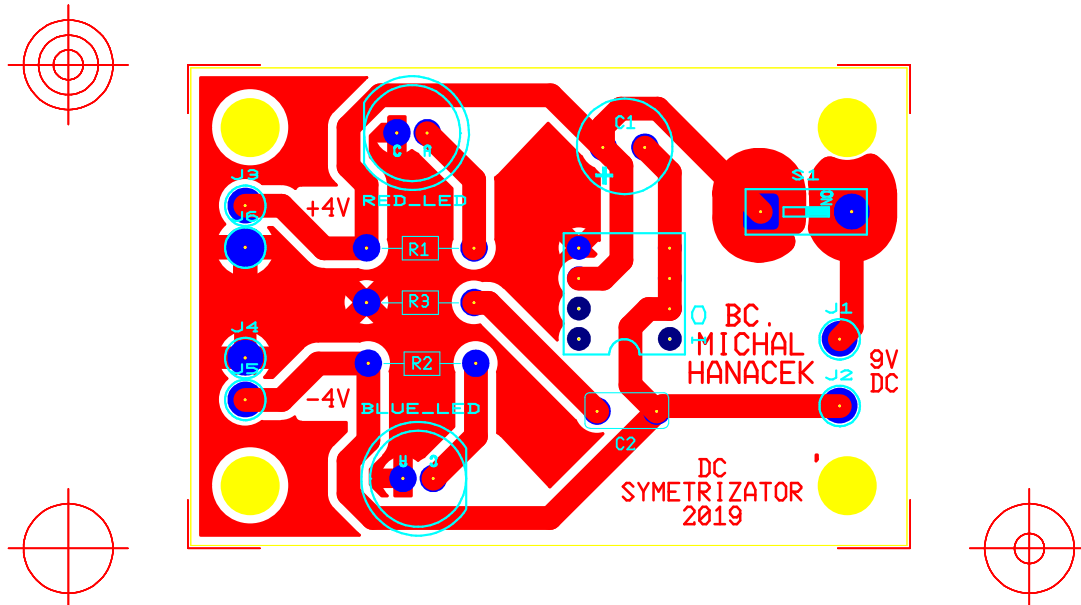
Components Data (From Document: DC\_SYM)

Page 1

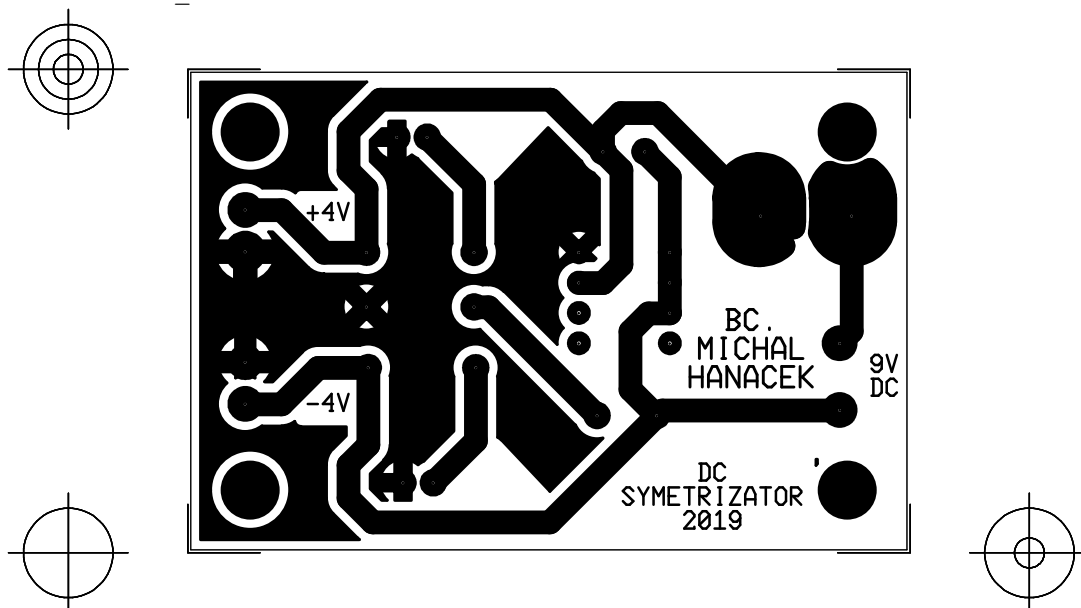
RefDes	Sheet	Family	Value	Manufacturer	Package	Label	Coordinate X/Y	Rotation
BLUE_LED	DC_SYM	LED		Ultiboard	LED9R2_5Vb		D6	Unrotated
C1	DC_SYM	CAP_ELECTROL	100µF	IPC-2221A/2222	CAPPR350-800X1150	100uF	D3	Rotated 90
C2	DC_SYM	CAPACITOR	100nF	IPC-2221A/2222	CAPR500-700X300X600	100nF	E5	Rotated 90
Ground	DC_SYM	POWER_SOURCE		Generic			D7	Unrotated
IO	DC_SYM	LMs	LM386	Generic	DIP8	LM386	D4	Unrotated
J1	DC_SYM	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT	TEST_POINT	B2	Rotated -90
J2	DC_SYM	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT	TEST_POINT	E2	Rotated -90
J3	DC_SYM	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT	TEST_POINT	B7	Rotated 90
J4	DC_SYM	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT	TEST_POINT	D7	Rotated 90
J5	DC_SYM	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT	TEST_POINT	E7	Rotated 90
J6	DC_SYM	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT	TEST_POINT	C7	Rotated 90
R1	DC_SYM	RESISTOR	3K3Ω	IPC-2221A/2222	RES900-300X200	3k3	C6	Rotated 90
R2	DC_SYM	RESISTOR	3K3Ω	IPC-2221A/2222	RES900-300X200	3k3	E6	Rotated 90
R3	DC_SYM	RESISTOR	10Ω	IPC-2221A/2222	RES900-300X200	10R	D5	Rotated 90
RED_LED	DC_SYM	LED		Ultiboard	LED9R2_5V		C6	Unrotated
S1	DC_SYM	SWITCH	Key = A	Ultiboard	DIPSW1H		B3	Unrotated

### B.3 Návrh desky plošného spoje stejnosměrného symetrizátoru

Ultiboard-DC\_SYM - 21.04.2019 - 16:48:54

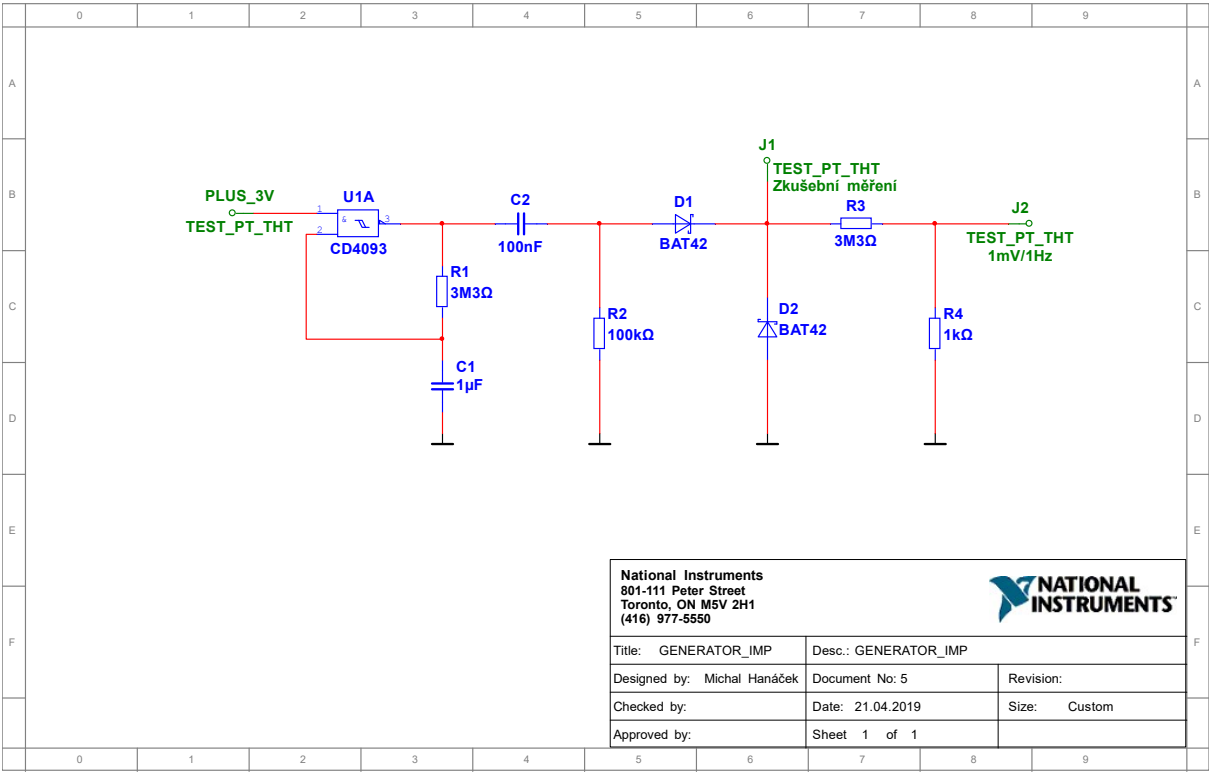


Ultiboard-DC\_SYM - 21.04.2019 - 16:49:20



# C Generátor impulsů

## C.1 Schéma zapojení generátoru impulsů



## C.2 Seznam součástek generátoru impulsů

21.04.2019 12:55:39

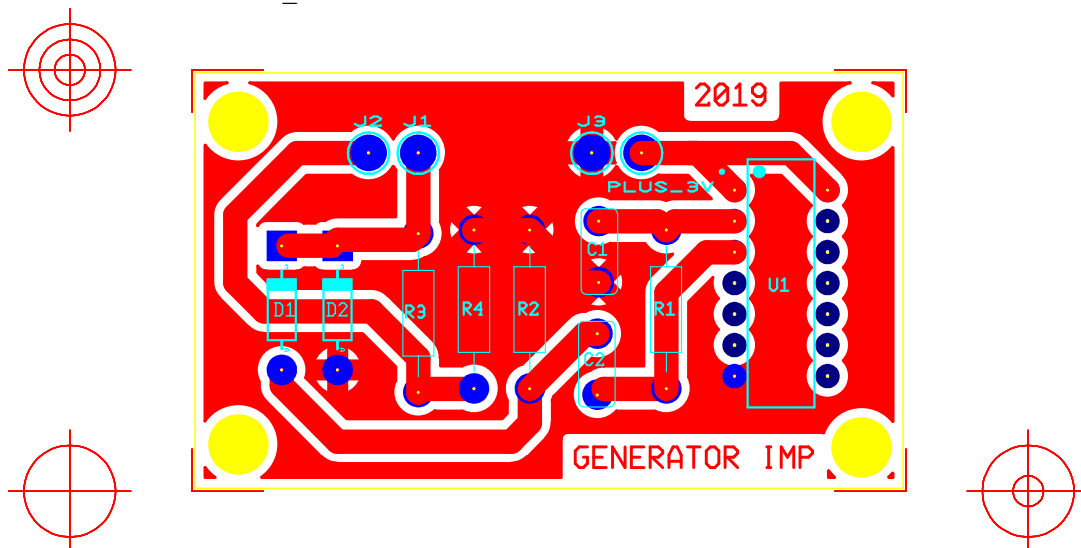
Components Data (From Document: GENERATOR\_IMP)

Page 1

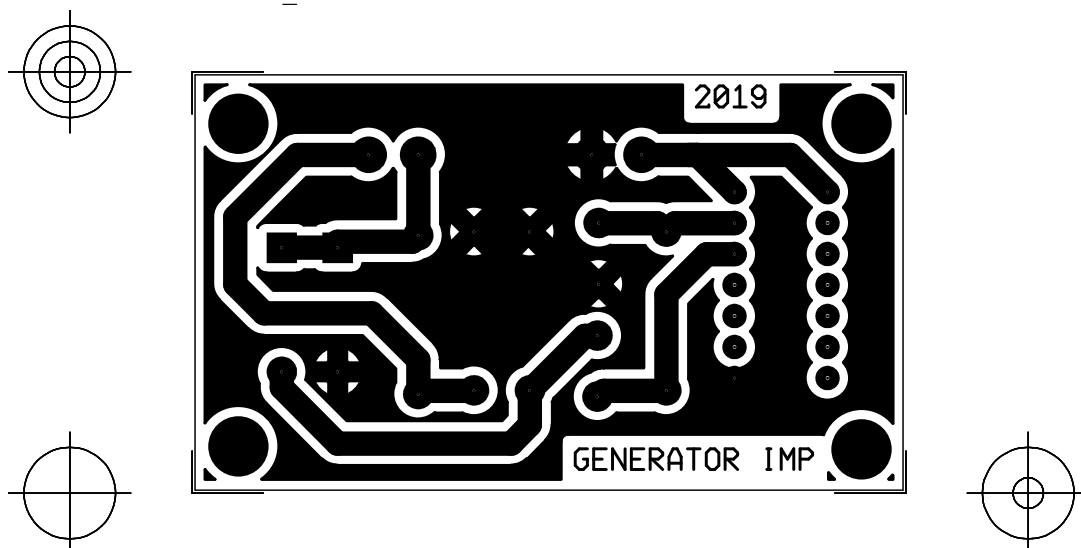
RefDes	Sheet	Family	Value	Manufacturer	Package	Label	Coordinate X/Y	Rotation
C1	GENERATOR_IMP	CAPACITOR	1μF	IPC-2221A/2222	CAPR500-700X300X600		D3	Rotated 90
C2	GENERATOR_IMP	CAPACITOR	100nF	IPC-2221A/2222	CAPR500-700X300X600		B4	Unrotated
D1	GENERATOR_IMP	SCHOTTKY_DIODE		Philips	SOD-27	BAT42	B5	Unrotated
D2	GENERATOR_IMP	SCHOTTKY_DIODE		Philips	SOD-27	BAT42	C6	Rotated -90
Ground	GENERATOR_IMP	POWER_SOURCES		Generic			D3	Unrotated
Ground	GENERATOR_IMP	POWER_SOURCES		Generic			D5	Unrotated
Ground	GENERATOR_IMP	POWER_SOURCES		Generic			D6	Unrotated
Ground	GENERATOR_IMP	POWER_SOURCES		Generic			D8	Unrotated
J1	GENERATOR_IMP	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT	Zkušební měření	B6	Unrotated
J2	GENERATOR_IMP	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT	1mV/1Hz	B8	Rotated 90
PLUS_3V	GENERATOR_IMP	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		B1	Rotated -90
R1	GENERATOR_IMP	RESISTOR	3M3Ω	IPC-2221A/2222	RES1500-900X250		C3	Rotated 90
R2	GENERATOR_IMP	RESISTOR	100kΩ	IPC-2221A/2222	RES1500-900X250		C5	Rotated 90
R3	GENERATOR_IMP	RESISTOR	3M3Ω	IPC-2221A/2222	RES1500-900X250		B7	Unrotated
R4	GENERATOR_IMP	RESISTOR	1kΩ	IPC-2221A/2222	RES1500-900X250		C8	Rotated 90
U1	GENERATOR_IMP	CMOS_5V		IPC-2221A/2222	SOT-73	CD4093	B3	Unrotated

### C.3 Návrh desky plošného spoje generátoru impulsů

Ultiboard-GENERATOR\_IMPULSU - 21.04.2019 - 16:42:26



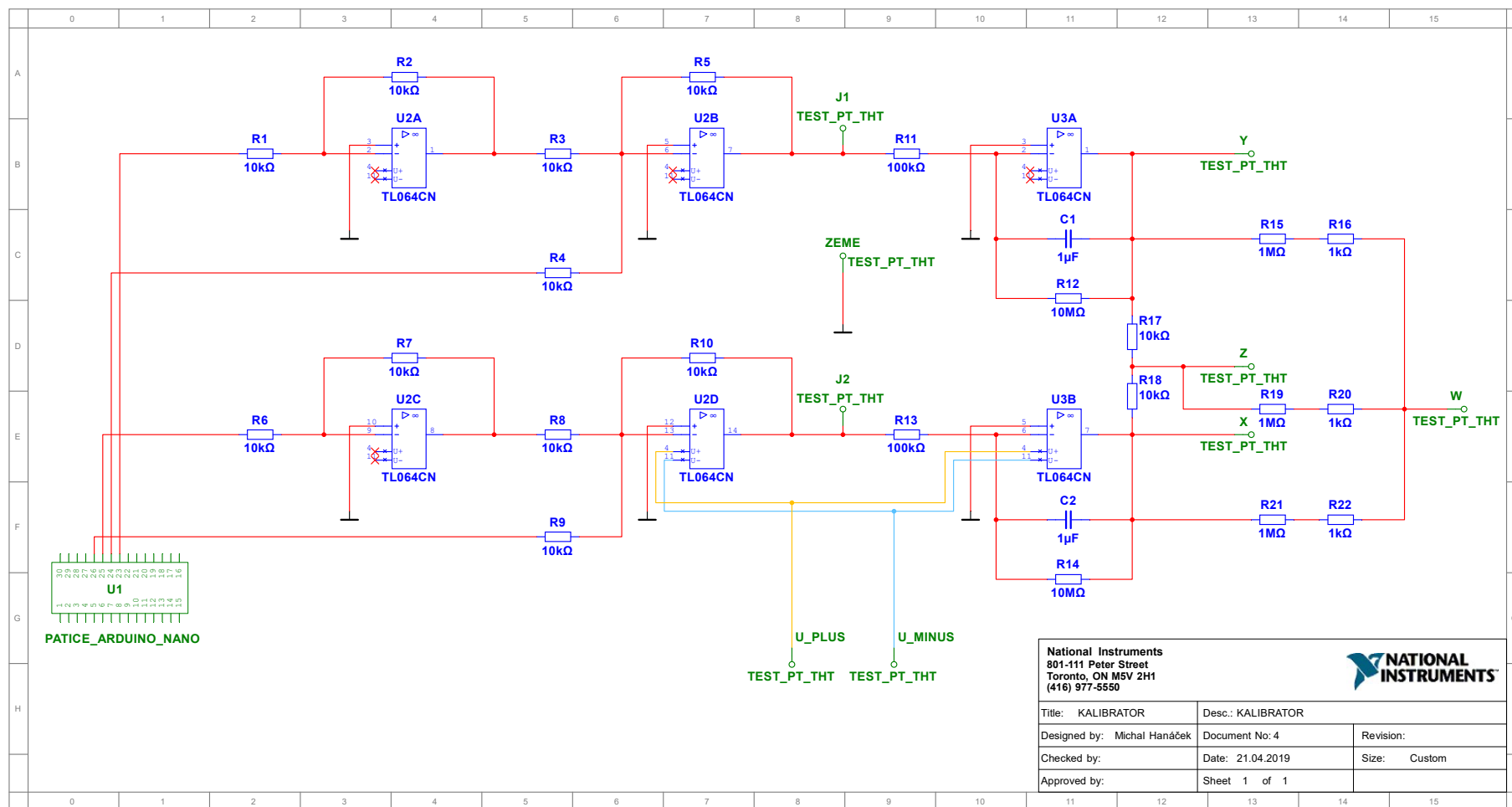
Ultiboard-GENERATOR\_IMPULSU - 21.04.2019 - 16:42:00



## D Kalibrátor

### D.1 Schéma zapojení kalibrátoru

75





## D.2 Seznam součástek kalibrátoru

21.04.2019 13:27:04

Components Data (From Document: KALIBRATOR)

Page 1

76

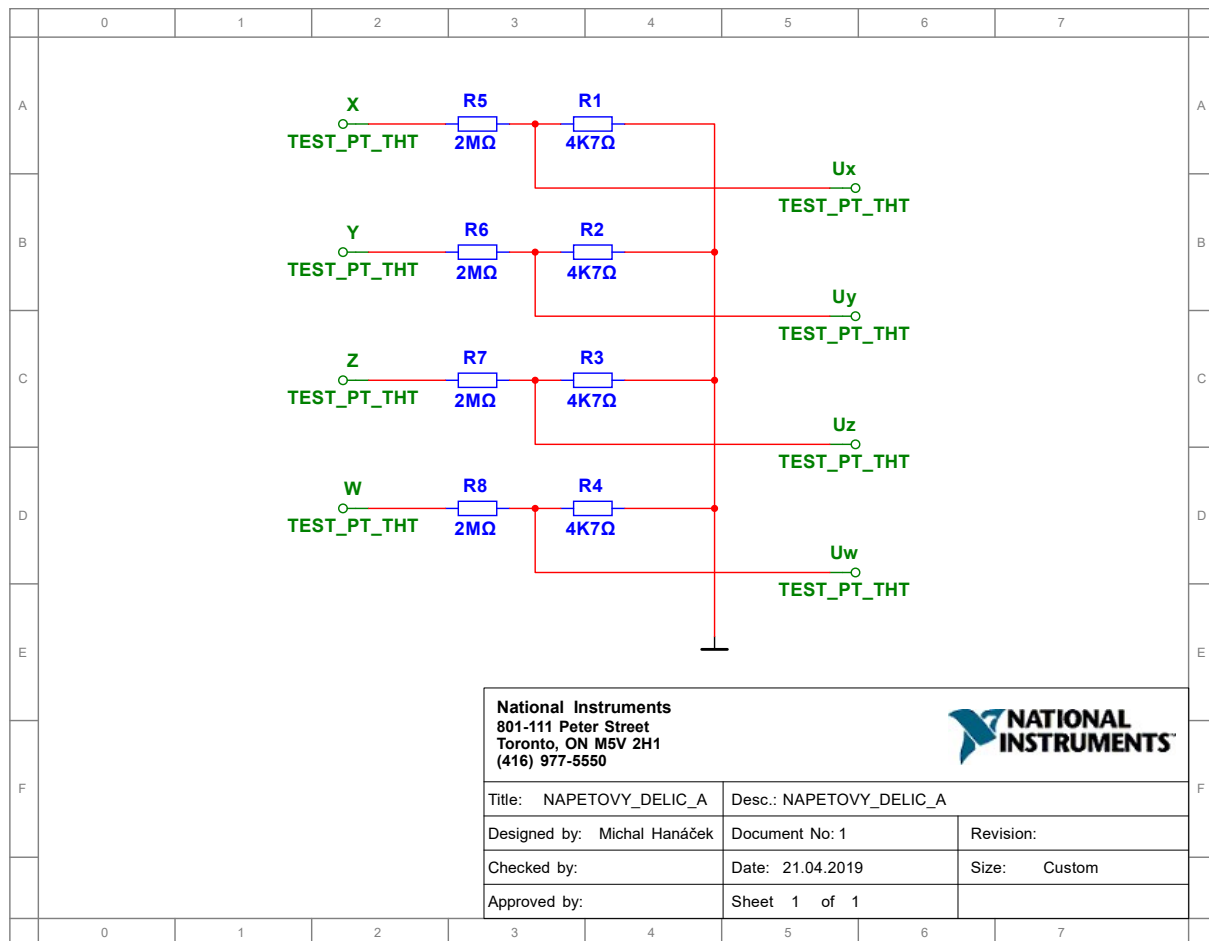
RefDes	Sheet	Family	Value	Manufacturer	Package	Label	Coordinate X/Y	Rotation
C1	KALIBRATOR	CAPACITOR	1µF	IPC-2221A/2222	CAPR500-700X300X600		C11	Unrotated
C2	KALIBRATOR	CAPACITOR	1µF	IPC-2221A/2222	CAPR500-700X300X600		F11	Unrotated
Ground	KALIBRATOR	POWER_SOURCES		Generic			C3	Unrotated
Ground	KALIBRATOR	POWER_SOURCES		Generic			C6	Unrotated
Ground	KALIBRATOR	POWER_SOURCES		Generic			F3	Unrotated
Ground	KALIBRATOR	POWER_SOURCES		Generic			F6	Unrotated
Ground	KALIBRATOR	POWER_SOURCES		Generic			C10	Unrotated
Ground	KALIBRATOR	POWER_SOURCES		Generic			F10	Unrotated
Ground	KALIBRATOR	POWER_SOURCES		Generic			D9	Unrotated
J1	KALIBRATOR	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		B9	Unrotated
J2	KALIBRATOR	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		E9	Unrotated
R1	KALIBRATOR	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		B2	Unrotated
R2	KALIBRATOR	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		A4	Unrotated
R3	KALIBRATOR	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		B5	Unrotated
R4	KALIBRATOR	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		C5	Unrotated
R5	KALIBRATOR	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		A7	Unrotated
R6	KALIBRATOR	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		E2	Unrotated
R7	KALIBRATOR	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		D4	Unrotated
R8	KALIBRATOR	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		E5	Unrotated
R9	KALIBRATOR	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		F5	Unrotated
R10	KALIBRATOR	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		D7	Unrotated
R11	KALIBRATOR	RESISTOR	100kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		B9	Unrotated
R12	KALIBRATOR	RESISTOR	10MΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		D11	Unrotated
R13	KALIBRATOR	RESISTOR	100kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		E9	Unrotated
R14	KALIBRATOR	RESISTOR	10MΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		G11	Unrotated
R15	KALIBRATOR	RESISTOR	1MΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		C13	Unrotated
R16	KALIBRATOR	RESISTOR	1kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		C14	Unrotated
R17	KALIBRATOR	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		D12	Rotated 90
R18	KALIBRATOR	RESISTOR	10kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		E12	Rotated 90
R19	KALIBRATOR	RESISTOR	1MΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		E13	Unrotated
R20	KALIBRATOR	RESISTOR	1kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		E14	Unrotated
R21	KALIBRATOR	RESISTOR	1MΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		F13	Unrotated
R22	KALIBRATOR	RESISTOR	1kΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		F14	Unrotated
U1	KALIBRATOR	Konektor_Arduino	PATICE_ARDUINO_NANO	Ultiboard	Arduino NANO		G1	Rotated -90
U2	KALIBRATOR	OPAMP	TL064CN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		B4	Unrotated
U2	KALIBRATOR	OPAMP	TL064CN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		B7	Unrotated
U2	KALIBRATOR	OPAMP	TL064CN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		E4	Unrotated
U2	KALIBRATOR	OPAMP	TL064CN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		E7	Unrotated
U3	KALIBRATOR	OPAMP	TL064CN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		B11	Unrotated
U3	KALIBRATOR	OPAMP	TL064CN	IPC-2221A/2222	PDIP-14		E11	Unrotated
U_MINUS	KALIBRATOR	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		G9	Rotated 180
U_PLUS	KALIBRATOR	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		G8	Rotated 180
W	KALIBRATOR	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		E15	Rotated 90
X	KALIBRATOR	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		E13	Rotated 90
Y	KALIBRATOR	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		B13	Rotated 90
Z	KALIBRATOR	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		D13	Rotated 90
ZEME	KALIBRATOR	HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		C9	Unrotated

## 77



## E Napěťový dělič

### E.1 Schéma zapojení napěťového děliče – zapojení A (1 mV)



### E.2 Seznam součástek napěťového děliče – zapojení A (1 mV)

21.04.2019 14:01:33

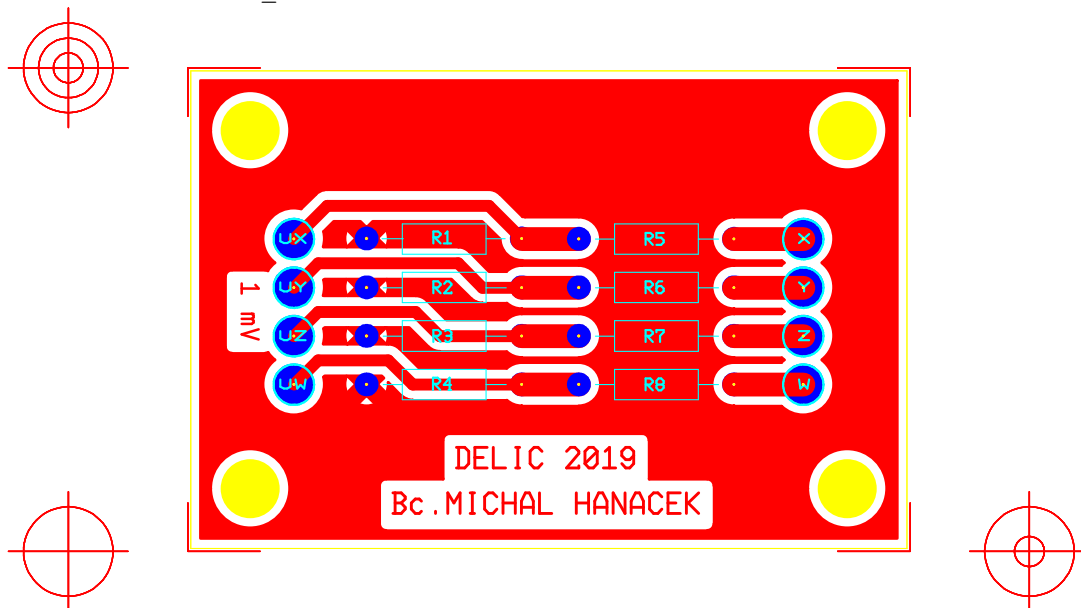
Components Data (From Document: NAPETOVOY\_DELIC\_A)

Page 1

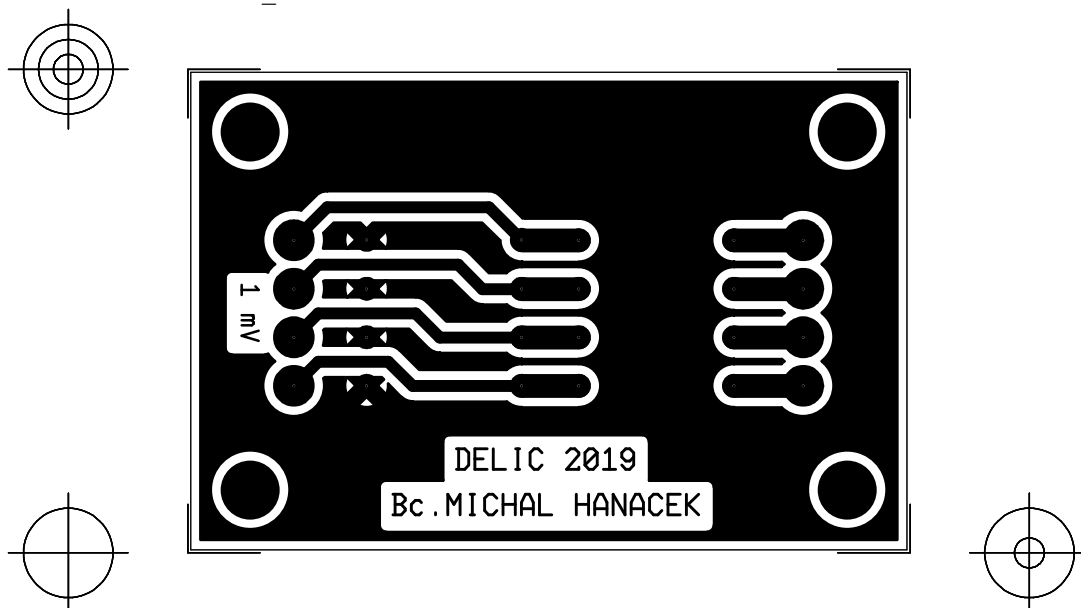
RefDes	Sheet	Family	Value	Manufacturer	Package	Label	Coordinate X/Y	Rotation
Ground		NAPETOVOY_DELIC_POWER_SOURCES		Generic			E4	Unrotated
R1		NAPETOVOY_DELIC_RESISTOR	4K7Ω	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		A4	Unrotated
R2		NAPETOVOY_DELIC_RESISTOR	4K7Ω	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		B4	Rotated 180
R3		NAPETOVOY_DELIC_RESISTOR	4K7Ω	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		C4	Rotated 180
R4		NAPETOVOY_DELIC_RESISTOR	4K7Ω	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		D4	Rotated 180
R5		NAPETOVOY_DELIC_RESISTOR	2MΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		A3	Rotated 180
R6		NAPETOVOY_DELIC_RESISTOR	2MΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		B3	Rotated 180
R7		NAPETOVOY_DELIC_RESISTOR	2MΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		C3	Rotated 180
R8		NAPETOVOY_DELIC_RESISTOR	2MΩ	IPC-2221A/2222	RES1300-700X250		D3	Rotated 180
Uw		NAPETOVOY_DELIC_HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		D5	Rotated 90
Ux		NAPETOVOY_DELIC_HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		B5	Rotated 90
Uy		NAPETOVOY_DELIC_HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		C5	Rotated 90
Uz		NAPETOVOY_DELIC_HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		D5	Rotated 90
W		NAPETOVOY_DELIC_HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		D2	Rotated -90
X		NAPETOVOY_DELIC_HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		A2	Rotated -90
Y		NAPETOVOY_DELIC_HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		B2	Rotated -90
Z		NAPETOVOY_DELIC_HEADERS_TEST	TEST_PT_THT	Generic	TEST_PT_THT		C2	Rotated -90

### E.3 Návrh desky plošného spoje napěťového děliče

Ultiboard-NAPETOvy\_DELIC - 21.04.2019 - 16:14:03

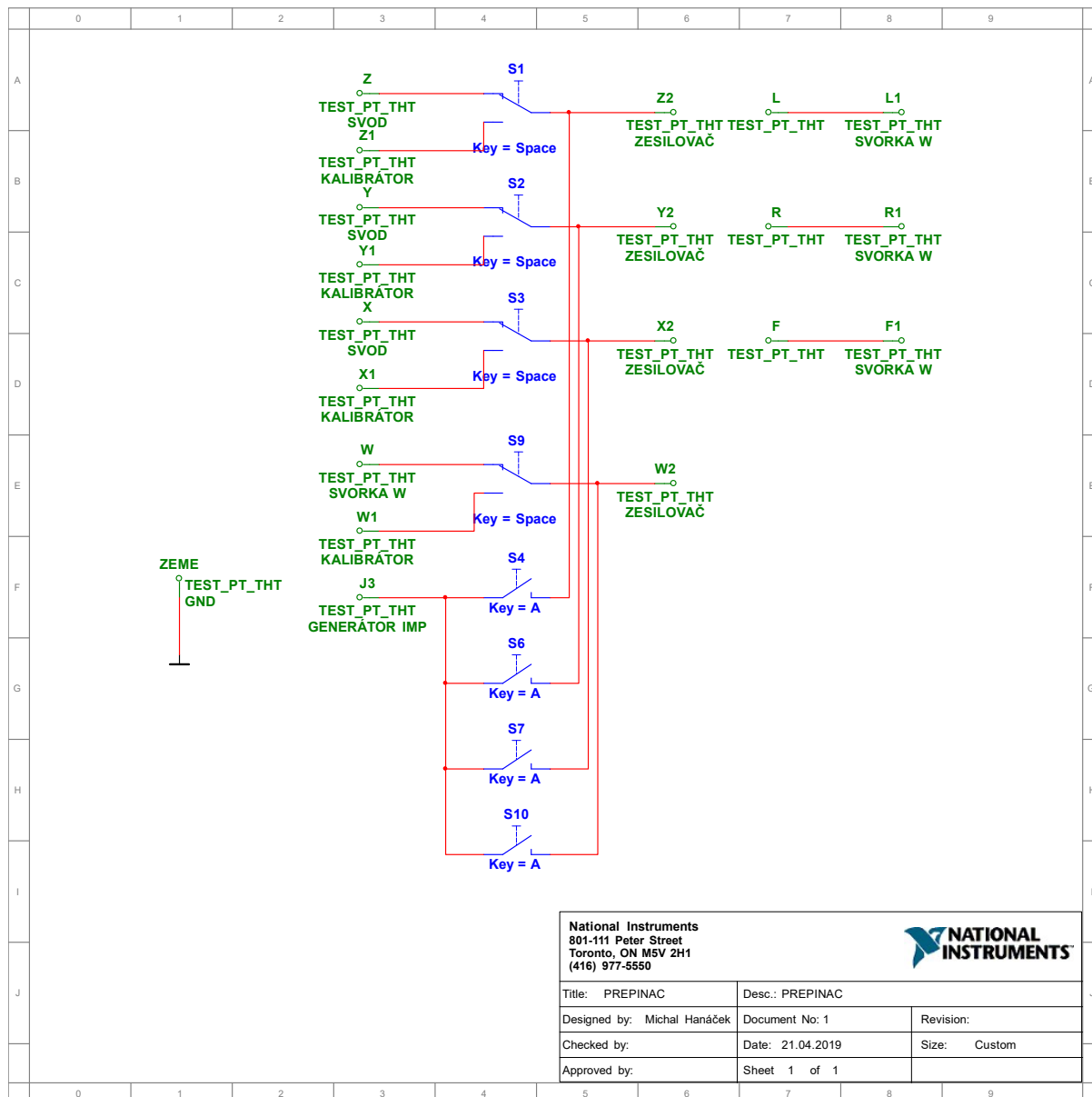


Ultiboard-NAPETOvy\_DELIC - 21.04.2019 - 16:14:34



## F Přepínač

### F.1 Schéma zapojení přepínače

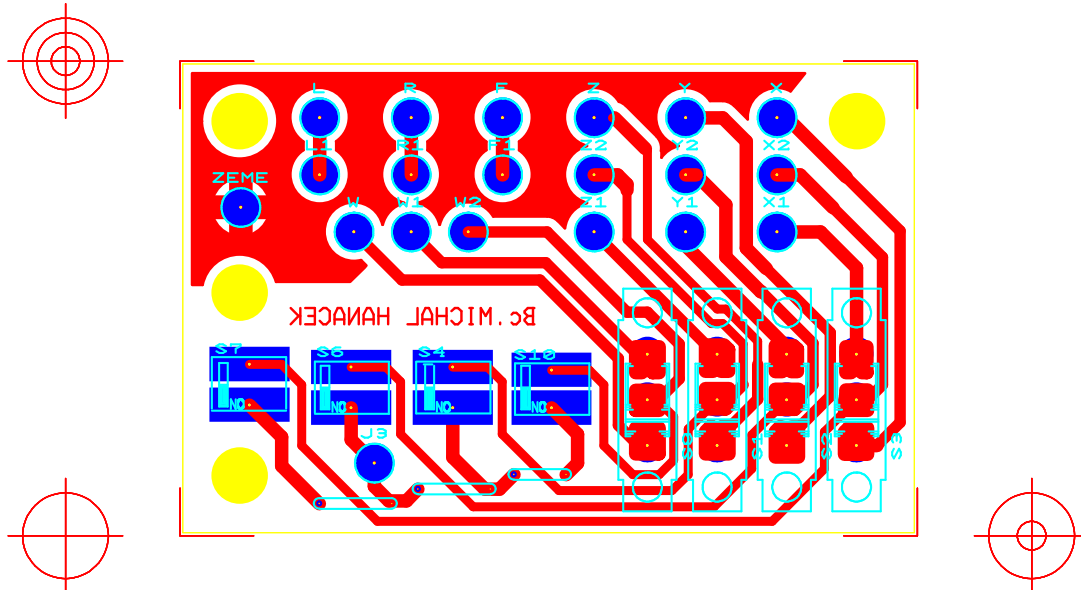


### F.2 Seznam součástek přepínače

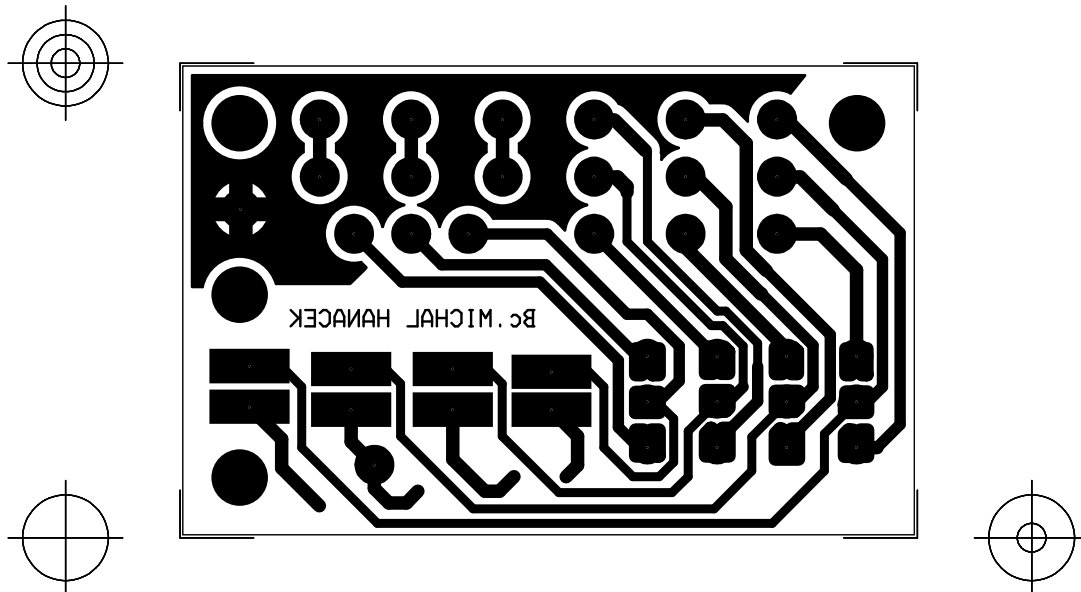
Viz kapitola 7.5.2.

### F.3 Návrh desky plošného spoje přepínače

Ultiboard-PREPINAC - 21.04.2019 - 16:06:33



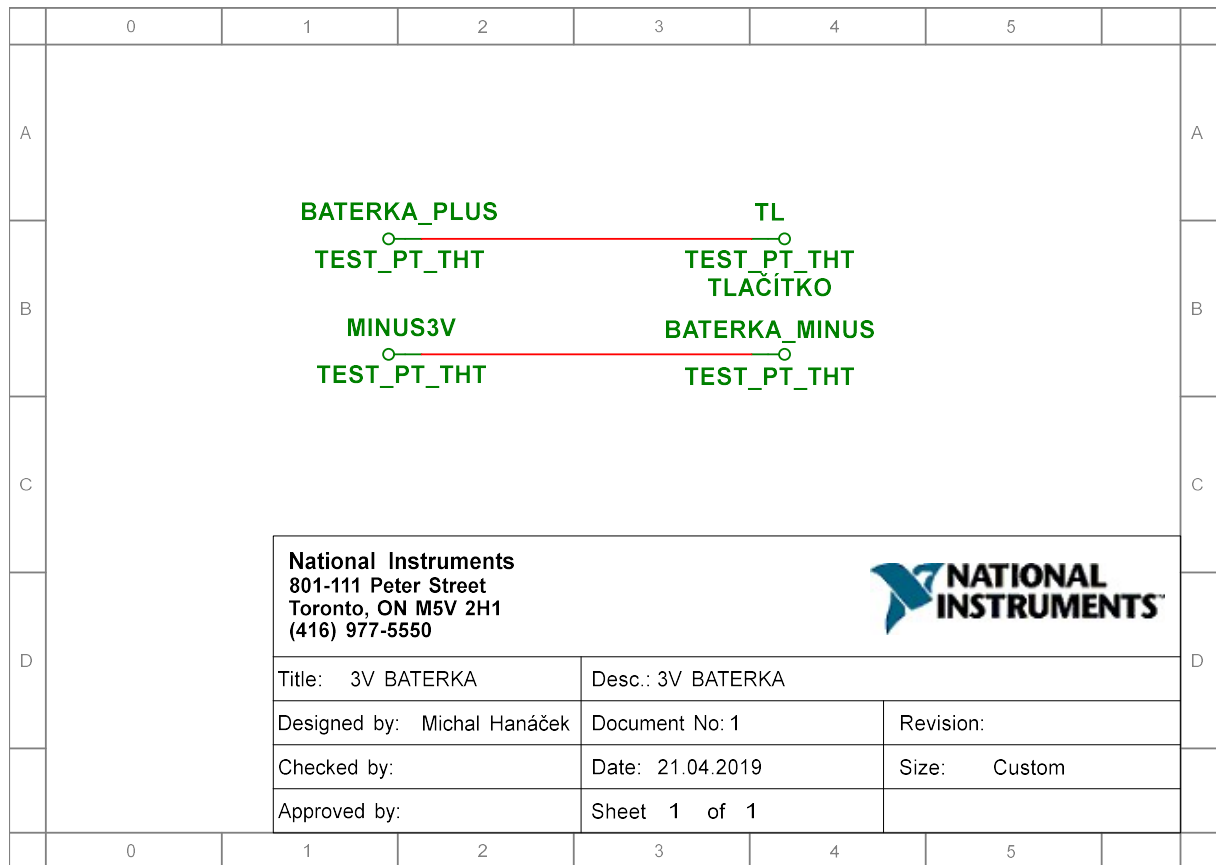
Ultiboard-PREPINAC - 21.04.2019 - 16:05:59



## G Ostatní obvody

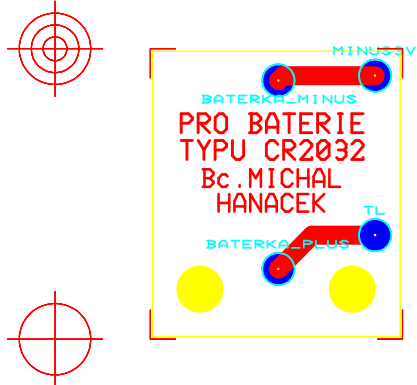
### G.1 Napájení generátoru impulsů

#### G.1.1 Schéma zapojení napájení generátoru impulsů

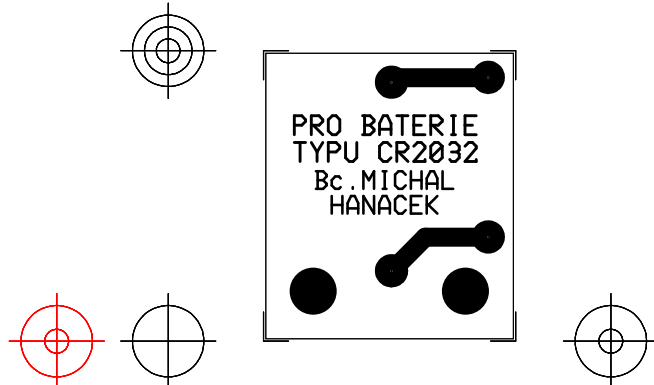


#### G.1.2 Návrh desky plošného spoje napájení generátoru impulsů

Ultiboard-3V BATERKA - 21.04.2019 - 15:25:55

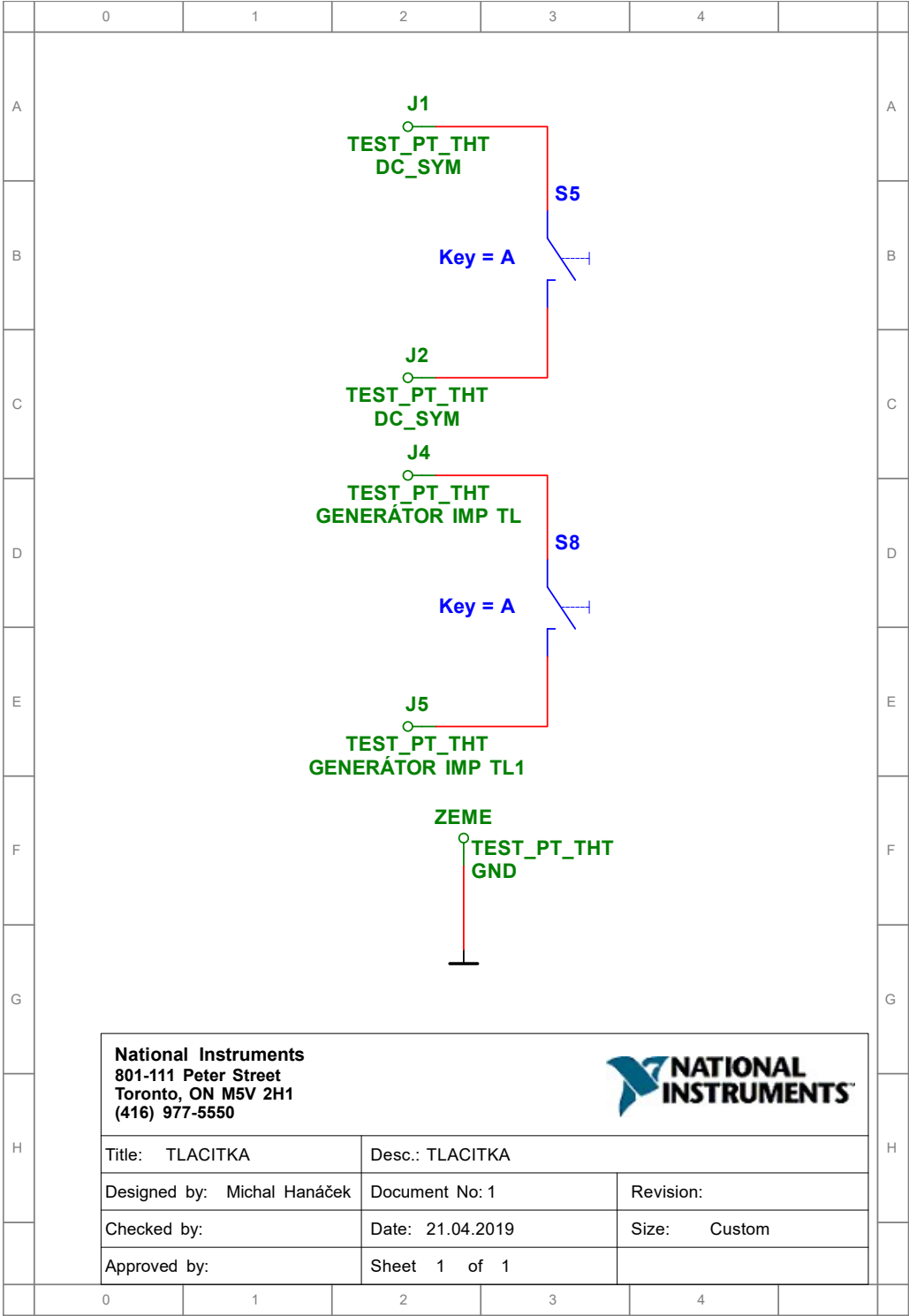


Ultiboard-3V BATERKA - 21.04.2019 - 15:22:34



G.2 Tlačítka

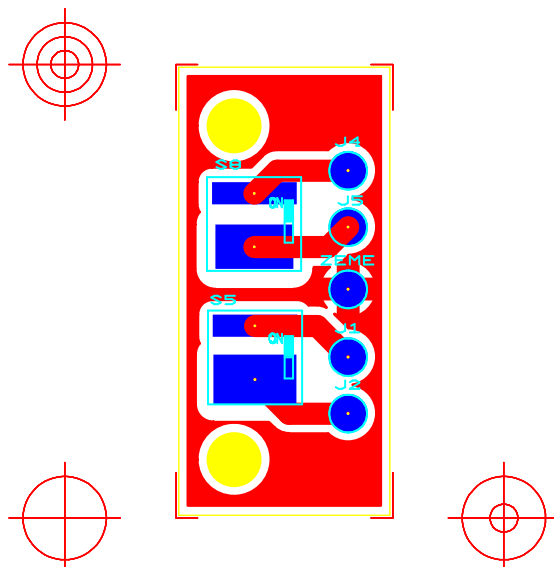
G.2.1 Schéma zapojení tlačítek



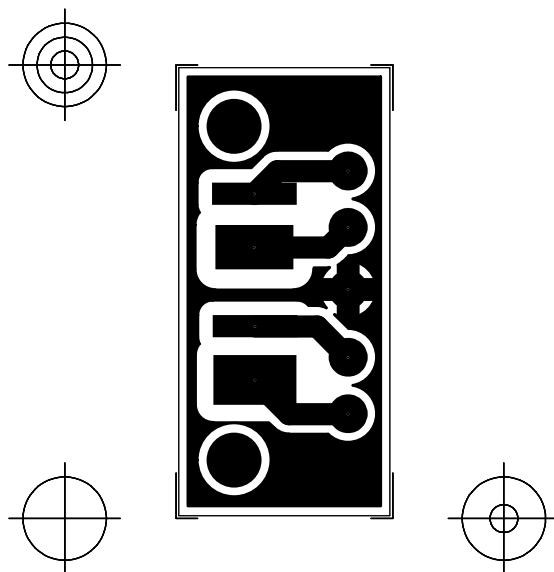


## G.2.2 Deska plošného spoje tlačítek

Ultiboard-TLACITKA - 21.04.2019 - 15:51:13



Ultiboard-TLACITKA - 21.04.2019 - 15:51:39



H Krabička přípravku

98

